

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
Departamento de Prótesis Bucofacial



**EVALUACIÓN CLÍNICA DE PUENTES
PROVISIONALES TIPO MARYLAND
REALIZADOS MEDIANTE TECNOLOGÍA
CAD/CAM.**

TRABAJO FIN DE MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
PRESENTADO POR:

Santiago Berrendero Dávila

TUTORA:

Profa. Dra. Dña M^a Paz Salido Rodríguez-Manzaneque

Madrid, 2013.

Agradecimientos:

Me gustaría expresar mi agradecimiento:

A la Dra. M^a Paz Salido y al Dr. Guillermo Pradíes, directores de este trabajo, por su inestimable ayuda, su tiempo y por la confianza depositada en mí desde el primer momento.

A mis compañeros y profesores del Máster en Prótesis, por su apoyo durante estos años.

Al laboratorio Ávila Mañas, que fabricó los puentes de forma desinteresada, y en especial a José Ávila, por su constante disponibilidad.

A Alberto Ferreira y a Beatriz Giménez, sin ellos, éste trabajo no hubiese sido posible.

A mi familia y amigos, por ser el pilar más importante de mi vida y por estar ahí en los buenos momentos y en los menos buenos.

A mis compañeras de trabajo, que me animaron siempre a seguir adelante.

A todos los pacientes que formaron parte del estudio, por su tiempo y comprensión de las diferentes dificultades.

ÍNDICE

| | |
|--|------------|
| 1.- INTRODUCCIÓN | 6 |
| 1.1.- Provisionalización Sobre Implantes | 6 |
| 1.2.- Puentes Adheridos | 10 |
| 1.3.- La Tecnología Cad/Cam | 20 |
| 1.4.- Las Impresiones Digitales | 26 |
| 1.5.- Materiales Provisionales | 32 |
| 2.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS | 38 |
| 2.1 Justificación | 38 |
| 2.2.- Objetivos | 41 |
| 3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO | 43 |
| 4.- MATERIAL Y MÉTODO. | 45 |
| 4.1.- Selección De Pacientes | 45 |
| 4.2.- Muestra Y Aleatorización: Grupos | 46 |
| 4.3.- Fase Clínica | 48 |
| 4.5.- Evaluación Clínica | 59 |
| 4.6.- Adhesión Del Puente | 62 |
| 4.7.- Citas Periódicas | 68 |
| 4.8.- Evaluación A Los 4 Meses | 69 |
| 4.9.- Análisis Estadístico | 72 |
| 5.- RESULTADOS | 74 |
| 5.1.- Estadística Descriptiva | 74 |
| 5.2.- Estadística Inferencial | 80 |
| 6.- DISCUSIÓN | 89 |
| 7.- CONCLUSIONES | 97 |
| 8.- BIBLIOGRAFÍA | 99 |
| 9.- ANEXO | 112 |

I.- INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- PROVISIONALIZACIÓN SOBRE IMPLANTES

En los últimos años, los implantes se han impuesto como una opción, de éxito predecible, para la rehabilitación de pacientes total o parcialmente desdentados. (1)

La técnica descrita por Brånemark en 1983, recomendaba un periodo de cicatrización mínimo de 4 a 6 meses para conseguir una osteointegración óptima. Estos tiempos se han ido reduciendo, gracias a que la técnica quirúrgica y las superficies de los implantes han mejorado sustancialmente. (2)

La implantología ha evolucionado de tal forma que los implantes inmediatos post-extracción se han convertido en una opción de tratamiento común.(3) Se ha descrito en la literatura que el pronóstico de este tipo de tratamiento es igual de predecible que el tratamiento con implantes en alveolos cicatrizados.(4) En estos casos el periodo recomendado para poder comenzar con el tratamiento es de aproximadamente 16 semanas.(5)

Durante este tiempo de espera, el paciente necesita una restauración provisional de la función, la fonética y la estética, especialmente importante si los implantes se sitúan en el sector estético antero superior. Además los provisionales nos aportan información prostodóncica para realizar una restauración definitiva integrada en la boca del paciente.

Existen muchas técnicas de provisionalización sobre implantes, pero se pueden dividir básicamente en dos grupos: provisionales removibles y provisionales fijos.(6)

1.1.1.- PROVISIONALES REMOVIBLES

Son los provisionales más comunes debido a la sencillez en su diseño y su coste. Sin embargo al estar en contacto con la mucosa puede influir negativamente en la supervivencia del implante, y no son aceptados por todos los pacientes debido a su naturaleza removable.

En este grupo encontramos:

a) Prótesis acrílica removable:

Consta de una estructura acrílica que repone los dientes ausentes, y se retiene mediante retenedores forjados en los dientes remanentes. Es una prótesis fácil de fabricar, de bajo coste y fácil de modificar.

Pero a pesar de estas ventajas, son dispositivos muy voluminosos que pueden interferir en la fonación. Otra desventaja es que puede provocar presión sobre los tejidos blando o sobre el propio implante, transmitiéndole fuerzas que pueden provocar micromovimientos.

b) Essix®:

La ausencia dental se puede reponer de forma provisional mediante una plancha termoplástica, que lleva en su interior un diente acrílico. Es una solución rápida y económica, que no aplica presión sobre la zona quirúrgica. Pero esta férula realizada mediante una máquina de vacío, tiene una duración muy baja, no aporta suficiente estética, y dificulta la masticación. Por ello es una opción que se usa solo en casos muy seleccionados.

1.1.2.- PROVISIONALES FIJOS

Las restauraciones provisionales fijas, no pueden ser extraídas por el paciente pero si por el profesional. Son soluciones mejor aceptadas por el paciente, pero generalmente son más invasivas y más caras. Incluye diferentes tipos:

a) Puente provisional dentosoportado:

Esta opción está indicada cuando los dientes adyacentes al implante tienen la necesidad de prótesis fija dentosoportada. Podemos tallar los dientes y colocar un puente provisional que se apoya sobre los dientes pilares y repone la pieza donde se encuentra el implante en proceso de osteointegración. Son provisionales muy estéticos, que respetan la zona quirúrgica. Además, en el momento adecuado se puede modificar el pónico para mejorar el perfil de emergencia de la prótesis definitiva. El precio y la necesidad de tallar los dientes adyacentes son algunos de sus inconvenientes.

b) Corona sobre implantes:

Se pueden colocar coronas acrílicas sobre los implantes que permitan al paciente usar un provisional con una forma y función similar a la restauración definitiva. Se usan principalmente para conformar el tejido periimplantario y mejorar la estética de forma más predecible. Estas coronas se pueden colocar justo en el momento del acto quirúrgico, esta técnica se conoce como “carga estética inmediata”, pero solo está indicado en algunos casos, cuando el implante cumple unos altos parámetros de estabilidad primaria, un torque de inserción de al menos 35 Ncm² y un control estricto de las fuerzas recibidas por el implante.(7)

También puede ser parte del procedimiento restaurador, cuando se coloca con el implante ya osteointegrado.

c) Puente provisional adherido:

Para reponer el diente ausente, se puede usar un puente adherido a los dientes adyacentes. Estos puentes se denominan puentes tipo “Maryland”, y clásicamente se ha realizado una estructura metálica junto a un diente acrílico o cerámico.(8) La estructura metálica puede tener una o dos aletas, que se adhiere al esmalte con una mínima preparación dental.

Basándonos en este diseño, se han usado diferentes materiales, en busca de mejorar las propiedades y disminuir los gastos. Puentes de fibra de vidrio, composite o PMMA son alguno de los ejemplos.

Los puentes adheridos, son una opción muy conservadora y que respeta la zona postquirúrgica, pero que tienen también sus inconvenientes, sus indicaciones y contraindicaciones, que se expondrán en el siguiente apartado.

1.2.- PUENTES ADHERIDOS

1.2.1.- ANTECEDENTES

Los puentes adheridos son un tipo de prótesis parcial fija, mínimamente invasiva que se unen a los dientes pilares mediante cementos de resina. Estas restauraciones fueron descritas por primera vez en 1973, por Rochette, dando su nombre a estas restauraciones. Los “puentes Rochette” tenían dos aletas de metal perforadas, unidas a un pónico acrílico. Las aletas se unían a las caras linguales o palatinas de los dientes, previamente grabadas con ácido, mediante resinas acrílicas autopolimerizables, ayudándose de las macrorretenciones de las aletas.(9) Estos puentes nacieron como una opción para la reposición y ferulización de dientes antero-inferiores periodontales, pero poco a poco se fueron extendiendo sus indicaciones, gracias a Denehy & Howe en 1977.(10)

Posteriormente se describieron los puentes de la Sal de Virginia o Puente Virginia. Esta técnica se basaba en el uso de retenedores rugosos, los cuales se obtenían incorporando cristales de sal (NaCl) a los patrones de cera o resina, antes de realizar el colado.

Una vez polimerizada la resina se llevaba la preparación a una cuba ultrasónica con agua que se encargaba de disolver los cristales de sal, dejando esos espacios libres, que varían entre 150-250 micras, dando lugar a un aumento de la retención. (11)

Uno de los problemas que presentaban estos puentes era la descementación. Esto se debía, según algunas teorías, a que las perforaciones de las aletas dejaban al descubierto la resina, dando lugar a una pérdida de retención por la degradación del material. Otras teorías se basaban en que la resina sufría muchas cargas.

Este problema se intentó solucionar mediante el grabado electrolítico diferencial de las aletas de níquel-cromo, para dar lugar a una superficie metálica recubierta de irregularidades, que favorecía la unión micromecánica con la resina. Esta técnica fue descrita en 1982 en la Universidad de Maryland, siendo el primer caso, un puente posterior. (12)

En la actualidad estos puentes adheridos se conocen popularmente como “Puentes tipo Maryland”, aunque han sufrido desde el momento de su aparición diferentes cambios.

1.2.2.- VENTAJAS E INCONVENIENTES

La mayor ventaja de los puentes adheridos es que necesitan una mínima preparación dental, o incluso ninguna preparación. Es por definición un método muy conservador para la reposición de un diente perdido. La preparación siempre debe ser sobre esmalte sano, por ello no necesita anestesia durante el procedimiento, ya que la exposición de dentina es muy inusual. Al tallar tan poco, se considera un tratamiento reversible, que no produce daños biológicos, puesto que no supone una gran pérdida de esmalte. Además son tratamientos que respetan la salud periodontal, puesto que los márgenes son todos supragingivales, favoreciendo la higiene.(13,14)

Otra de las ventajas, es que si se produce un descementado, se puede volver a usar el mismo puente, limpiando las aletas y la superficie dental.

Además es una opción rápida y económica, si se compara con otros procedimientos que reponen un diente perdido.

Cuando se usa este tipo de puente como provisional en casos de implantes unitarios en el sector estético, las ventajas aumentan, ya que son muy aceptados por los pacientes, predicen la restauración definitiva y modelan los tejidos blandos.(15)

La mayor desventaja, es que la supervivencia de los puentes adheridos es menor que los puentes convencionales, sobretodo si no se planifica de forma adecuada, seleccionando el caso mas propicio.

Además la estética que podemos obtener, es mucho más limitada. Las aletas metálicas pueden oscurecer los dientes pilares, y es complicado crear un perfil de emergencia cuando hay gran pérdida de cresta alveolar.(13)

1.2.3.- INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

Existen muchas indicaciones, pero principalmente se usan en sectores estéticos, que tienen ausencias dentales debido a agenesias o pérdida de dientes por motivos ortodóncicos, periodontales, caries o traumatismos.(13,15,16) Existen también puentes adheridos de múltiples piezas, pero se ha demostrado que el riesgo de descementado aumenta, cuantos más dientes se repongan. (17)

En los últimos años, estos puentes se están dejando de usar de forma definitiva, para usarlos como opción provisional tras una extracción, o durante el periodo de osteointegración de los implantes, evitando el uso de prótesis parcial removible.(13)

Cuando no existe esmalte suficiente en la cara palatina de los dientes o los dientes están restaurados en exceso, los puentes adheridos están contraindicados. Lo mismo ocurre cuando los dientes pilares tienen caries o una enfermedad periodontal no controlada.(18)

Tampoco deben usarse en casos donde la oclusión no es apropiada, por ejemplo mordidas cruzadas o amplias sobremordidas, donde los movimientos excursivos pueden sobrecargar los pónicos, o en casos de parafunción. Igual que en casos con coronas dentales cortas o con poco espacio protésico.(19)

Por otro lado, cuando el espacio a reponer es muy grande, debido a diastemas, o una gran pérdida de cresta alveolar también se consideran contraindicaciones, ya que los resultados estéticos no serán adecuados. (13,18)

1.2.4.- DISEÑO

a) Número de aletas:

Clásicamente los puentes adheridos han tenido dos aletas que se unían a los dientes adyacentes, pero debido a la evolución de los mismos, han aparecido estudios que demuestran que los puentes adheridos a un solo pilar, teniendo el pónico en cantiléver se descementan con menor facilidad. Los puentes con una sola aleta son más conservadores, más fáciles de realizar y de cementar que los que tienen dos aletas.(13,16,18,20)

Los puentes que tienen varias aletas tienen más probabilidad de descementarse debido a los diferentes movimientos de los dientes que los sujetan, especialmente cuando entran en juego los contactos oclusales. Lo ideal es que el puente se descementa por completo, ya que si solo se descementa una aleta, se produce un reservorio de placa bacteriana que favorece la aparición de caries en los pilares, y de enfermedad periodontal.(18)

Sin embargo, en algunas situaciones el diseño de dos aletas es el más apropiado, por ejemplo cuando la superficie dental es pequeña, cuando se usa como ferulización periodontal, retención ortodóncica o cuando el pónico forma parte de una guía discursiva.(13,18)

b) Tamaño de las aletas:

Maximizar la superficie de adhesión es uno de los factores más importantes para el éxito de cualquier restauración adherida. Para ello se recomienda que las aletas sean lo más grandes posibles, cubriendo toda la superficie palatina o lingual de los dientes pilares.(18) A veces es necesario cubrir parte de las caras proximales o de la cara oclusal de los dientes,

cuando se necesita la máxima retención. Este diseño se utiliza sobretodo en dientes posteriores. (20)

c) Aletas perforadas vs No perforadas:

Los primeros puentes descritos estaban perforados, para producir macrorretenciones, donde se introducía el cemento de resina. Tras la aparición del grabado electrolítico de las aletas, el diseño perforado ha caído en desuso, puesto que muchos estudios han demostrado que el diseño no perforado presenta mayor supervivencia.

Por ello, junto con los excelentes cementos adhesivos actuales, el diseño no perforado es el diseño más apropiado, aunque las aletas perforadas demuestran más supervivencia cuando hay que recementar el puente. (13,21–23)

d) Póntico:

Existen diferentes alternativas para el diseño del diente póntico basándonos en la relación con la cresta alveolar. Generalmente se realizan pónticos en “silla de montar”, ya que son los más estéticos, pero en zonas posteriores o cuando existen implantes bajo el puente, es recomendable usar un póntico más higiénico como es el póntico ovoide. (16,18)

El material del póntico también puede ser diferente, según el uso que se le vaya a dar al puente. En los casos donde el puente se realiza para una temporada larga, la cerámica está más indicada, puesto que la estética y la durabilidad son mucho mejor que los dientes acrílicos, que quedan relegados para los puentes provisionales.(18)

1.2.4.- TÉCNICAS CLÍNICAS

a) Preparación dental:

La preparación dental necesaria para un puente adherido es mínima o incluso en algunos casos inexistente. Tallar surcos verticales en los pilares nos ayuda a reducir el estrés del cemento y aumentar la retención. Sin embargo, el tallado supone una agresión irreversible en los dientes pilares, que solo aporta ligeros beneficios, por ello en la actualidad, cuando se trata de trabajos destinados a su uso durante un corto espacio de tiempo, no está justificado. Cuando se realiza un tallado profundo, la dentina queda expuesta, haciendo que la adhesión al diente quede mas comprometida. Además esta exposición puede aumentar la sensibilidad dental en los dientes pilares. (13,18)

En los puentes tipo Maryland definitivos, cierta preparación es necesaria, puesto que existen estudios que demuestran que las aletas deben tener al menos un grosor de 0,7mm, para asegurar la rigidez del puente y la durabilidad de la estructura a largo plazo.(13)

b) Cementado:

La fase del cementado es la fase donde se cometen la mayoría de los errores, ya que en estos casos la técnica adhesiva de cementado juega un papel muy importante y resulta ser un procedimiento muy sensible a la técnica.

Elegir bien el cemento adhesivo, seguir las instrucciones del fabricante y controlar la humedad, son algunos de los factores mas importantes para conseguir éxito. La preparación del esmalte de forma adecuada, con grabado ácido y adhesivo, es esencial para la adhesión. Por

último las aletas, se pueden arenar con óxido de alúmina de distinta granulometría o con partículas de sílice activas y silanizadas (Cojet, 3M Espe), para aumentar las microrretenciones, pero generalmente vienen tratadas del laboratorio.

Tras la colocación del cemento, generalmente autopolimerizable o dual, se retiran los excesos y se ajusta la oclusión.(13)

1.2.5.- ALTERNATIVAS AL METAL

En los últimos años, la odontología restauradora y rehabilitadora se han unido al concepto de la máxima preservación del tejido dental. En el campo de la prótesis dental, este paradigma se observa en el recuperado interés por los puentes adheridos.

Los avances en odontología adhesiva, y principalmente en los materiales ha hecho que existan posibilidades para reponer dientes perdidos, usando alternativas a la clásica estructura metálica de los puentes Maryland. El principal ejemplo, es el uso de fibras de vidrio reforzadas con composite, que se adhieren a los dientes adyacentes y sujetan el pónico ausente. Estas fibras se han usado en odontología para otras indicaciones, como controlar la movilidad dental producida por enfermedad periodontal, trauma oclusal o traumatismos severos. (24,25)

Una de las ventajas de realizar estos puentes reforzados con fibra, es que se pueden realizar en el sillón dental, en un solo acto odontológico. Esta técnica fue descrita por primera vez por Knight(26) y Belvedere(27), que adherían estos puentes con cementos de resina sobre dientes previamente tratados. Pero también estos puentes se pueden realizar en el laboratorio dental, siendo más cómodo su uso y cementado.

Los puentes adheridos con fibra reforzada con composite, tanto directos como indirectos, son una opción minimamente invasiva, estética y económica, si lo comparamos con un puente metálico. Además han demostrado una resistencia a la fractura muy alta, así como una fuerza de adhesión al diente óptima, por ello son una opción viable y duradera.(25,28)

Pero existen otros materiales en el mercado para realizar puentes adheridos, es el caso de los denominados “nanocomposites” o el polimetil metacrilato (PMMA). Estos materiales clásicos se han usado en los laboratorios para fabricar puentes tipo Maryland que se adherían en la clínica, obteniendo buenos resultados estéticos y funcionales. (29)

Con el desarrollo de la aplicación de la tecnología CAD/CAM (Computer Aided design Computer Aided Manufacturing) está comenzando a resurgir la aplicación de estos materiales. La utilización de bloques previamente procesados mejora las propiedades de estos materiales, que hasta la fecha habían tenido una indicación muy restringidas para estos usos.(29–31)

1.3.- LA TECNOLOGÍA CAD/CAM

Las siglas CAD/CAM como se ha nombrado previamente hacen referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos con el fin de aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas, originariamente de ingeniería, pero que se ha venido utilizando en multitud de campos. Como se nombraba anteriormente, su acrónimo inglés traducido al castellano quiere decir: diseño dirigido por ordenador/fabricación dirigida por ordenador.

Las funciones realizadas por un sistema CAD/CAM deben estar plasmadas en tres elementos básicos que pongan en relación cada una de las mismas:

- La conversión analógico-numérica de la imagen.
- El diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales.
- La fabricación por control numérico.

El término CAD/CAM, aplicado al mundo odontológico, constituye una tecnología que nos permite realizar una restauración dental mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes.

Se introdujo en Odontología en 1971, siendo al principio más experimental y teórico, que clínico, y siempre enfocado al ámbito de la prótesis fija.

En 1979, Heitlinger y Rodder, y luego Mörmann y Brandestini, en 1980, empezaron a trabajar en este campo y durante esta década aparecieron diferentes sistemas como los de Duret®, el sistema Minnesota® y el sistema Cerec®. (32)

En 1993 surge en Suecia de la mano de la casa Nobel Biocare®, el sistema Procera®, hoy por hoy, el ejemplo por antonomasia de los métodos mecanizados de confección de restauraciones. (33)

Debido al éxito de los sistemas y la introducción de nuevos materiales desarrollados específicamente para el uso dental, han motivado que la tecnología de restauraciones computerizadas haya evolucionado rapidísimamente durante los últimos años. Han llegado a existir más de 50 sistemas CAD/CAM diferentes(34). Algunos fueron superados por los nuevos y por ello desaparecieron, otros han evolucionado con los adelantos tecnológicos y se encuentran aún en el mercado, pero todos ellos se someten a continuos cambios.(35)

Poco a poco, los sistemas CAD/CAM han ido avanzando, y se han ido desarrollando nuevas aplicaciones, además de las diferentes indicaciones en prótesis fija.(36) El mejor ejemplo son los sistemas de cirugía guiada, que nos permiten optimizar la posición de los implantes, reduciendo la agresividad de las intervenciones. Estos sistemas permiten transferir una planificación implantológica realizada sobre el procesado de los archivos radiológicos DICOM, hasta convertir dicha planificación en una férula fresada o estereolitográfica, capaz de guiarnos intraoralmente durante la cirugía(37,38) SimPlant® (Materialise/Medical), NobelGuide® (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia), Facilitate® (Astra Tech Dental), Navigator® (BIOMET 3i) son algunos de ellos.

1.3.1.- COMPONENTES DE LA TECNOLOGÍA CAD/CAM.

Los sistemas controlados por ordenador que se conocen en la actualidad suelen diferenciarse, fundamentalmente, según el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico, plástico o metálico es muy parecida en todos los métodos y consiste esencialmente en una máquina de control numérico (CNC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en varios ejes. Por tanto, un sistema CAD/CAM tradicional puede escanear la preparación de forma óptica o mecánica mediante el uso de un escáner intra o extraoral y diseñar a continuación la restauración, enviando las instrucciones precisas a una microfresadora para que fabrique la prótesis.(39,40)

Un sistema CAD/CAM consta de las siguientes fases de procesado:

1.- Digitalización de los datos:

La fuente puede ser, según cada sistema:

- El muñón en boca.
- El muñón en el modelo.
- El encerado de la estructura protésica.
- Modelo completo de la boca del paciente.

Además esta digitalización puede ser de tipo:

- Mecánica o táctil, por contacto directo, como el sistema Procera®.
- Óptica: mediante una cámara intraoral, o bien mediante diferentes tipos de escáneres de empleo sobre los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional,

pudiendo éstos ser de mecanismos diversos (láser, estéreo fotogrametría, luz blanca, etc.).

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante las propiedades ópticas del objeto y las condiciones de luz en el que se encuentre, podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado.

De la precisión y fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo, radica una gran parte del éxito del resultado final.(41)

2.- Diseño por ordenador:

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la copia de la estructura protésica o bien la restauración final.

Del desarrollo específico del software de cada sistema y de la adecuación del hardware oportuno para cada uno de ellos dependen, directamente, las posibilidades terapéuticas de cada máquina, así como elementos informáticos que faciliten la futura adaptación de la prótesis, como por ejemplo, articuladores virtuales. (42–44)

3.- Fresado/mecanizado de la restauración a confeccionar:

Dicho proceso de fresado (CAM), es llevado a cabo por máquinas de control numérico que presentan diferentes ejes de tallado en función de la posibilidad de movimientos espaciales que permitan las distintas partes de las mismas; así pues, las fresas de los diferentes sistemas poseerán distintos ejes espaciales de movimiento, en función de los cuales mejoraremos los resultados de precisión y tiempo empleados.

Este paso es variable según los distintos sistemas y los diferentes materiales a emplear. Del mismo modo, la transmisión de la información obtenida en los dos pasos anteriores se puede realizar de varias maneras, en función de la localización de cada uno de los componentes de cada sistema. Algunos sistemas tienen centros de fresado exclusivo, como es el caso de Procera® de la casa Nobel Biocare® o el sistema Etkon®, donde se envían los archivos por e-mail.(45) Otros sistemas, como Lava® o Cercon®, tienen Centros de Escaneado, a los que el laboratorio dental convencional puede recurrir para la digitalización de sus modelos, o bien Centros de Escaneado y Fresado, en los cuales se procede a la realización de todos los pasos de los que se compone el proceso CAD/CAM, remitiendo las estructuras al laboratorio convencional para la terminación de las restauraciones.

Cuando se realizan restauraciones totalmente cerámicas, se puede realizar el fresado desde un bloque pre sinterizado o sinterizado, normalmente desarrollados en exclusividad para cada uno de los sistemas existentes. El uso de bloques pre sinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado, pero se precisará un horno específico para su cocción posterior. Es el método más popular entre la gran mayoría de los sistemas. (46,47)

Además de cerámica, estos sistemas pueden mecanizar otros materiales como titanio, composite, resinas acrílicas y aleaciones metálicas como el cromo-cobalto.(48–50)

1.3.2. VENTAJAS E INCONVENIENTES DEL CAD/CAM

El desarrollo de técnicas controladas por ordenador para la odontología restauradora tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. No obstante, el uso de la tecnología informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales. (51)

Los sistemas CAD/CAM ofrecen múltiples ventajas:(52)

- Permiten elaborar restauraciones dentales con materiales de primera calidad que no son alterados durante la manipulación.
- El proceso automatizado supone un ahorro de tiempo.
- Se produce un ahorro de costes.
- Permite técnicas mínimamente invasivas, pudiendo, en algunos casos, evitar la toma de impresiones (impresiones ópticas).
- La supresión de algunas fases de las técnicas de laboratorio convencionales, aumentan la precisión de las restauraciones al evitar errores derivados de los materiales.
- Las restauraciones requieren menos correcciones en boca.

No obstante, entre los inconvenientes de esta tecnología estarían:

- Altos costes iniciales (gran inversión requerida para su adquisición, bien por parte del sanitario o del laboratorio).
- Adecuado entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o del técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio: la impresión óptica o el escaneado de los modelos, el software, el material, herramientas y maquinaria.

1.4.- LAS IMPRESIONES DIGITALES

Tras muchos años de procedimientos artesanales en la preparación, diseño y confección de prótesis dentales, en la actualidad se está produciendo una transformación hacia el mundo de las nuevas tecnologías. El CAD/CAM ha sido clásicamente una tecnología exclusiva del laboratorio dental, pero en los últimos años se está trabajando en la aplicación del “flujo digital” directamente en la boca del paciente con la aplicación de las nuevas generaciones de escáneres intraorales.(53)

Los escáneres intraorales se basan en diferentes tecnologías, pero tienen un mismo objetivo, digitalizar las preparaciones dentarias, creando un modelo tridimensional virtual. Para ello utilizan cámaras que captan imágenes que se procesan mediante un software, para obtener el modelo final. (54)

Las principales ventajas de las impresiones digitales, son la comodidad para el paciente, ya que desaparecen las náuseas y son técnicas más rápidas. Además, el operador obtiene un feedback inmediato, y puede analizar la preparación desde diferentes ángulos y con una gran magnificación. Esto facilita la resolución de los diferentes fallos que puedan tener los tallados.(55)

1.4.1.- Principales escáneres intraorales.

En el mercado actual existen varios escáneres intraorales, que han ido apareciendo debido a la evolución de la tecnología. Alguno de los sistemas más utilizados en la actualidad son:(56)

- **CEREC** : El primero en aparecer en la década de los 80, siendo el sistema que sentó las bases para el futuro desarrollo de los demás escáneres. Mörmann y Brandestini pretendían conseguir restauraciones cerámicas, estéticas, económicas y elaboradas “al lado del sillón dental”.(57)

La principal ventaja es la alta precisión (de hasta 19 micras) en la captura rápida de imágenes en color. (58)

- **E4Dentist**: Se introdujo a principios del 2008 y consta de una unidad de impresión digital y de fresado, al igual que CEREC.

Las ventajas son que no requiere polvo para escanear impresiones o la preparación dental y la facilidad del uso del software de diseño de restauraciones. (59)

- **iTero**: Fue introducido a principios de 2007. Está basado en la teoría del “parallel confocal”, como los microscopios confocales, que presentan ventajas con respecto a otros microscopios ya que rechazan la información desenfocada y tiene la habilidad de controlar la profundidad de campo (53).

Las ventajas del sistema son que no necesita polvo para que refleje la luz, es capaz de registrar todas las estructuras orales, y que la secuencia de escaneado está dirigida por el ordenador, dando tiempo para secar la preparación si es necesario.

Después de haber terminado todos los escaneos (como mínimo 21) aparece el modelo digital en el monitor, esto junto a la orden de laboratorio se envía por internet.(60)

- **Trios®**: Desarrollado por 3Shape. Se basa en la tecnología Ultrafast Optical Sectioning™ de 3Shape que captura más de 3000 imágenes 2D por segundo, siendo 100 veces más rápida que las cámaras de vídeo convencionales. Después combina miles de imágenes en 3D para crear la impresión digital 3D final, basándose en datos reales y no en superficies artificiales interpoladas.(61)

Las ventajas son la captación de imágenes a gran velocidad sin usar spray y con gran libertad de movimientos ya que no es necesario mantener distancias o angulaciones

- **Zfx Intrascan**: La idea del sistema es que sea lo más portátil posible, con un Hardware ligero que se adapte a cualquier ordenador. Se basa en un tecnología de laser confocal paralela en 3D, con una distancia de trabajo es 18mm. Es capaz de tomar 18 imágenes por segundo, sin usar ningún polvo auxiliar.

Sus principales ventajas son la portabilidad y la sencillez a la hora de manejar los datos y los archivos STL.(62)

1.4.6.- Lava C.O.S “Lava Chairside Oral Scanner”

Lava COS nació de la investigación del Profesor Doug Hart y Dr. János Rohály en el Instituto de Tecnología de Massachusetts. Fue creado por “Brontes Technologies Inc” (Lexington MA) y fue adquirido por 3M ESPE (St Paul, MN) en Octubre del 2006. Este producto se lanzó oficialmente en la Reunión de Invierno de Chicago (“Midwinter Meeting”) en Febrero de 2008.

El método que utiliza para capturar las impresiones 3D consiste en un muestreo activo (óptico) mediante frentes de onda AWS (“Active Wavefront Sampling”) que permite una técnica de 3D en movimiento. Captura 20 imágenes 3D por segundo, velocidad de vídeo, y toma aproximadamente 21 millones de datos por arcada. Esta técnica incorpora un diseño óptico revolucionario, imágenes procesadas mediante algoritmos. Captura los datos 3D en una secuencia de vídeo en movimiento y modela los datos a tiempo real, lo que permite visualizar el modelo de forma simultánea al escaneado.(53,54)

Otros sistemas de impresión digital usan triangulación y acercamientos con láser lo que confía en la deformación del patrón láser o luz en un objeto para obtener datos en 3D. Como consecuencia estos métodos son relativamente lentos y tiene la desventaja que distorsionan y pueden tener ilusiones óptica.

Sin embargo Lava C.O.S al utilizar AWS, captura imágenes escaneadas, de forma muy rápida (aproximadamente 20 datos 3D por segundo o cerca de 2, 400 grupos de datos por arcada) en formato video y crea un modelo altamente preciso de forma virtual en la pantalla.

El Lava COS consiste en un carro móvil que contiene un ordenador, una pantalla táctil, y un mango escáner que tiene 13.2 mm de ancho y pesa

390gr (aproximadamente el tamaño del cabezal de un cepillo de dientes eléctrico grande).

La cámara que está en la punta del escáner contiene 3 cámaras, 192 diodos emisores de luz (LEDs) y 22 lentes.

No necesita ni teclado ni ratón puesto que la pantalla es táctil y despliega el teclado en la pantalla para introducir los datos necesarios. La desinfección basta con pasar una toallita desinfectante por la zona de la cámara y cambiar las fundas desechables de plástico del mango.(63)

Según se capta el vídeo en movimiento aparece en la pantalla en blanco la imagen que se va captando del modelo, en rojo las zonas que están en vías de captación y en modo gris-vídeo las zonas que aún no están captadas. El sistema ofrece un feedback inmediato de las zonas escaneadas y las que faltan por escanear permitiendo volver a pasar el escáner hasta rellenar todo lo que se sea necesario del modelo virtual.

Es necesaria la aplicación de polvo de dióxido de titanio para escanear. La capa de polvo tiene que ser ligera, a diferencia del sistema CEREC en el que la capa tiene que cubrir toda la superficie. El polvo se aplica con una pistola que proporciona la casa.

Una vez tomada la impresión se envía el archivo al laboratorio (previamente entrenado y con el software complementario de laboratorio del sistema LavaTM C.O.S.). Allí el laboratorio abre el archivo de la impresión y realiza los siguientes pasos:

- -Posiciona el plano oclusal en el espacio guiándose con la curva de Spee y de Wilson.
- Marca las líneas de terminación. Para ello el sistema permite marcar la línea mediante puntos, y para localizar cada punto proporciona tres imágenes, un corte transversal, una imagen en modelo, y otra imagen en vídeo.

- El archivo de la impresión contiene numerosas imágenes de todos los ángulos de la preparación, de tal manera que el técnico puede seleccionar y utilizar las imágenes en las que tiene mejor visión para marcar la línea de terminación mediante puntos.
- Por último lo envía a la central de 3M en Brontes donde se retira virtualmente la encía que rodea la línea de terminación y se diseña el modelo estereolitográfico que posteriormente se fabrica en un centro de estereolitografía, actualmente existen dos centros uno en Europa y otro en USA.

Lava C.O.S permite hacer inlays, onlays, coronas de recubrimiento total y parcial, tanto si son unitarias o múltiples (el sistema recomienda un máximo de 4 o 5), carillas, puentes de hasta 4 piezas (con zirconio Lava). En el ámbito de los implantes, por ahora solo se pueden realizar restauraciones unitarias.(64)

1.5.- MATERIALES PROVISIONALES

Dado que el tratamiento odontológico mediante prótesis fija suele prolongarse durante varias sesiones, las prótesis provisionales son necesarias para cubrir las necesidades funcionales de los pacientes. Además con las prótesis provisionales se puede determinar el color, la forma, la oclusión y el equilibrio articular y muscular antes de realizar la prótesis definitiva.(65)

Los provisionales se fabrican principalmente de resina. Las resinas son sintéticas, macromoleculares, pero principalmente son materiales orgánicos. Las macromoléculas (polímeros) se producen por la polimerización o policondensación de pequeñas moléculas reactivas llamadas monómeros.(66) La combinación de estos polímeros con otros materiales orgánicos o inorgánicos producen una gran variedad de materiales con diferentes propiedades que se adaptan a todas las aplicaciones. Estas resinas para prótesis provisionales se dividen en tres grandes grupos: (65,66)

- Resinas basadas en polimetacrilato de metilo (PMMA) y metacrilato de metilo (MMA).
- Acrilatos de elevado peso molecular, por ejemplo las mezclas de polimetacrilato de metilo (PEMA) y metacrilato de iso-butilo.
- Preparados a base de diacrilato: se utilizan monómeros, como el metacrilato glicidil bisfenol A (BisGMA), dimetacrilato de uretano (UDMA), trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA) y similares, además de rellenos inorgánicos u orgánicos, todos ellos llamados composites.

Estos tres tipos de resinas se usan en la práctica habitual, pero bien es cierto que los materiales provisionales están en continuo cambio, para producir mejoras en su formulación y en sus propiedades.(67)

La opción más tradicional, son las resinas acrílicas basadas en PMMA y PEMA, siendo los materiales más antiguos que se encuentran en completo uso en la actualidad. Generalmente se encuentran en una presentación polvo/líquido que necesitan ser mezclados de forma manual en un recipiente. Después este preparado se utiliza para rebasar provisionales de laboratorio o para introducirlo en llaves de silicona o alginato previamente tomadas al paciente. Este material es apto para realizar tanto coronas unitarias como puentes. Es un material económico, que se puede recortar y pulir de forma sencilla, ofreciendo resistencia y estabilidad a lo largo del tiempo. Sin embargo la contracción que sufre el material, la reacción exotérmica, y su fuerte olor son los inconvenientes más importantes.(68,69)

Con el paso del tiempo, e intentando solucionar los aspectos negativos de las resinas clásicas, aparecieron en el mercado los materiales a base de diacrilatos. Bowen describió el Bis-GMA en 1960, la molécula en la que se basan las resinas compuestas de la actualidad, y que se pueden usar para realizar prótesis provisionales.(70) Los materiales que se usan para esto, suelen ser compuestos autopolimerizables, que presentan menos contracción de polimerización y menor reacción exotérmica que los acrílicos convencionales, además de no tener un olor desagradable. La mayor desventaja de las resinas compuestas es su fragilidad, puesto que se rompen con más facilidad, pero gracias a su naturaleza, se reparan fácilmente con composites fluidos. Son resinas más estéticas, fáciles de usar, flexibles y radiopacas que se usan de forma similar a las resinas clásicas, es decir es necesario tener una huella o llave para realizar el

provisional. En el mercado han aparecido otras opciones, como las coronas preformadas de resinas compuestas fotopolimerizables. Estas coronas son las coronas preformadas de Protemp® de 3M-ESPE. Son coronas fácilmente adaptables, que se imponen como una opción rápida y estética para casos unitarios.(68)

Desde la introducción del CAD/CAM se debe hacer una nueva división entre las resinas polimerizadas de forma manual por el protésico dental o el odontólogo y las resinas polimerizadas industrialmente. Las resinas que se usan con esta nueva tecnología, están tratadas bajo condiciones industriales, de modo que el laboratorio o el propio dentista, recibe un bloque en estado polimerizado y puede tallar inmediatamente la restauración a partir de una pieza bruta. Con este proceso se evitan los fallos de procesamiento que pueden aparecer durante la polimerización, además ni el paciente, ni el dentista ni el técnico se exponen a olores desagradables o a monómeros irritantes. En virtud de su proceso de fabricación optimizado, las resinas CAD/CAM presentan un contenido de monómero residual mínimo, además de presentar una resistencia a la fractura que ronda los 400N, es decir, en el ámbito de las fuerzas masticatorias. (65–68,71)

Tanto las resinas compuestas como los acrílicos convencionales se han desarrollado para esta tecnología, mejorando en ambos casos sus propiedades físico-mecánicas y estéticas. Además las estructuras que se obtienen por fresado automatizado suelen estar mejor definidas, dando ajustes mucho mejores que los provisionales realizados por técnicas convencionales.(72,73)

La mejora de las propiedades mecánicas quedan de manifiesto en la literatura. Stawarczyk en 2009 demuestra que los provisionales realizados por tecnología CAD/CAM son mucho más resistentes a la fractura que los realizados de forma manual.(65) Los fabricados de forma industrial llegan

a alcanzar valores de 300-400N, frente a los 200N de los realizados de forma manual. Al comparar el PMMA y el Composite, ambos fresados, el PMMA obtiene valores de resistencia a la fractura mayores, pero en cambio obtiene peores resultados en cuanto a la abrasión.(65,66) Por ello los composites fresados son más duraderos a lo largo del tiempo, incluso llegando a ser una opción con mejores propiedades que los composites directos, según refiere Pascal Magne en 2012.(72) Esta mejora de propiedades en los composites CAD/CAM también queda demostrado en el estudio de Jean-François Nguyen publicado en 2012, al compararlos con los polimerizados de forma directa. (74)

Todas estas mejoras, como señalábamos anteriormente, se producen porque la polimerización de los materiales se produce de forma controlada y en condiciones idóneas. El grado de conversión de los polímeros es el factor más importante para obtener buenas propiedades mecánicas según Balkenhol en 2007(75) y Hernandez en 2004.(69)

Algunas de las marcas comerciales de polímero CAD/CAM más comunes, se reflejan en la tabla 1.(29)

| Nombre | Marca | Componente | Sistema CAD/CAM |
|----------------------------|------------------|--------------------------------------|------------------------|
| Ambarino High-class | Creamed | Nanocomposite | TODOS |
| artBloc Temp | Merz Dental | PMMA | CEREC |
| Artegral imCrown | Merz Dental | PMMA | CEREC |
| CAD-Temp | Vita | Nanocomposite | CEREC/Everest |
| Cara PMMA prov | Heraeus Kulzer | PMMA | Cara |
| Cercon base PMMA | Degudent | PMMA | Cercon |
| Everest C- temp | KaVo | Polímeros reforzados fibra de vidrio | Everest |
| New Outline CAT | Anax Dent | PMMA | Organical/ Zeno |
| Organic Composit | R+K | Composite | Organical |
| Paradigm MZ 100 | 3M- ESPE | Nanocomposite | CEREC/ E4D |
| PMMA Disc | Polydent | PMMA | TODOS |
| Polycon ae | Straumann | PMMA | Straumann |
| Telio CAD | Ivoclar Vivadent | PMMA | Procera/ CEREC |
| Zenotec Pro fix | Wieland Dental | PMMA | ZenoTec Wieland |

TABLA 1: Materiales provisionales CAD/CAM

El procedimiento de diseño y fresado de provisionales asistido por ordenador, se lleva a cabo en el laboratorio dental. La digitalización del modelo es el primer paso, y en la actualidad las impresiones digitales con un escáner intraoral son una opción más, para introducir en el software los datos del caso a tratar. El procedimiento “Chairside” descrito por CEREC, es un buen ejemplo de escaneado intraoral, diseño, fresado y colocación de provisional todo en una misma cita.(68)

II.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1 JUSTIFICACIÓN

El tratamiento provisional de las edentaciones parciales en el sector anterior se realiza por motivos principalmente estéticos, pero también en determinados casos, por motivos fonéticos y funcionales.

Actualmente se utilizan varias técnicas de provisionalización. Estos tratamientos incluyen prótesis removible (de acrílico, Valplast®, essix) y prótesis fija (adherida tipo Maryland, puente convencional utilizando como pilares los dientes adyacentes y provisionales sobre implantes transicionales).(76)

Con respecto a la utilización de prótesis parciales removibles de acrílico, suponen sin duda alguna la opción más rápida y segura para mantener sin ningún tipo de preparación los dientes adyacentes. Además suponen una alternativa muy económica y en general suficientemente estética.

La principal desventaja de este sistema es el rechazo físico o psicológico que el paciente experimenta al portar este tipo de prótesis, ya que pueden influir en su autoestima y posibilidades de relación social. Las nuevas prótesis parciales removibles en base a materiales de Nylon como el valplast, en general son más estéticas ya que obvian la colocación de retenedores metálicos, pero tienen una estabilidad dimensional muy limitada. Además su reparación resulta complicada.

Con respecto a las férulas de termo vacío transparentes essix, resultan muy fáciles de hacer y son muy ventajosas para utilizar en caso de un apuro, pero resultan de utilizar en el día a día, ya que el paciente no logra mantener una articulación interdental estable al morder con todos los dientes sobre la férula y someterse a un aumento de la dimensión vertical.

La utilización de puentes de Maryland supone una alternativa de elección en distintas situaciones. Los pacientes adolescentes susceptibles de esperar a la finalización de su maduración ósea para la colocación de implantes o prótesis fijas definitivas, así como aquellos casos en los que se requiere respetar tiempos de cicatrización quirúrgica son claras indicaciones para este tipo de restauraciones protésicas.

Los tiempos en los que dichos puentes provisionales tipo Maryland deben de permanecer en servicio varían en función lógicamente de la causa que generó su indicación. Así pues, en los casos en los que un paciente por ejemplo de 14 años ha sido sometido a tratamiento ortodoncico para la apertura de espacios, puede hacer que la indicación de un puente de Maryland y su tiempo de permanencia se encuentre en torno a los 4 o 5 años. En los casos en los que el puente de Maryland se utiliza mientras se realizan aumentos o modificaciones de tejidos duros y blandos del sector anterior, o instalación de implantes, dicho tiempo de servicio puede variar entre varias semanas a 1 año.(77)

El tratamiento provisional con un puente Maryland adherido a los dientes adyacentes respeta la zona post-quirúrgica y es conservador. El problema de la realización de puentes provisionales en base a la utilización de materiales estéticos como los PMMA o las nano cerámicas o composites, estriba en las incidencias que sufren durante su tiempo de

utilización. Este tipo de incidencias como la aparición de descementados o fracturas de la estructura no parece existir cuando se trata de trabajos metálicos o totalmente cerámicos. Sin embargo, la mejora de las propiedades mecánicas y adhesivas de los materiales gracias al desarrollo de la tecnología CAD/CAM, hace razonable reflexionar sobre si el comportamiento clínico de este tipo de trabajos ha mejorado en concordancia con estos desarrollos.

Así pues, se justifica la realización de un **estudio piloto** que evalúe el comportamiento de puentes tipo Maryland provisionales en base a PMMA o Nanocomposites, obtenidas a través de tecnología CAD/CAM. Para ello se enuncian los siguientes objetivos.

2.2.- OBJETIVOS

- 1- Realizar mediante escaneado intraoral y tecnología de fresado puentes de maryland en PMMA o Nanocomposite para ser utilizados de forma provisional durante los tiempos intermedios de cicatrización y oseointegración en rehabilitaciones con implantes inmediatos transalveolares.
- 2- Realizar un análisis de la supervivencia de ambos tipos de puentes a lo largo de su periodo de servicio en la boca del paciente (4 meses) .
- 3- Realizar una valoración clínica a cargo de dos evaluadores de la adaptación, tinción, etc... obtenida por cada uno de los puentes fabricados.
- 4- Realizar un control y análisis detallado de los eventos manifestados durante su tiempo de servicio (fracturas, descementados, etc.)
- 5- Concluir si a la vista de los resultados es una opción clínicamente viable.

III.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

El uso de provisionales realizados con tecnología CAD/CAM ha aumentado considerablemente debido a la mejora de las propiedades mecánicas de los materiales. Esto se debe a que se encuentran ya polimerizados, formando una pieza bruta de fabricación industrial. Por ello la estructura y sus características se pueden definir mejor, además los fallos ocurridos en el laboratorio y en la consulta quedan excluidos. (66,78–80)

Principalmente los materiales más utilizados son los basados en polimetacrilato de metilo (PMMA) y los preparados a base de diacrilato (BisGMA, UDMA, TEGMA), todos ellos llamados composites(78). Ambos materiales han demostrado propiedades mecánicas y estéticas favorables para la fabricación de prótesis provisionales.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en este estudio fueron:

- Los resultados de supervivencia clínica obtenidos en la evaluación clínica de los puentes provisionales realizados mediante tecnología CAD/CAM y realizados en PMMA no presentará diferencias estadísticamente significativas con respecto a los observados en los confeccionados mediante material de composite.
- Los resultados de las incidencias (fracturas, decoloraciones, desgastes, etc.) obtenidos en la evaluación clínica de los puentes provisionales realizados mediante tecnología CAD/CAM y realizados en PMMA no presentará diferencias estadísticamente significativas con respecto a los observados en los confeccionados con material de composite.

IV.- MATERIAL Y MÉTODO.

4.- MATERIAL Y MÉTODO.

4.1.- SELECCIÓN DE PACIENTES

Para el presente estudio, se seleccionaron pacientes que acudían al servicio de Periodoncia de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Estos pacientes estaban incluidos en un protocolo de investigación llevado a cabo por el departamento de Estomatología III, en el cual se les iba a colocar un implante inmediato post-extracción en la zona anterosuperior. Todos estos implantes se colocaban junto con diferentes materiales de regeneración, los cuales se sometían a estudio.

Todos los pacientes, tenían una necesidad protésica provisional en la zona edéntula donde iba colocado el implante, puesto que se colocaban en el sector estético.

Los criterios de inclusión en nuestro estudio fueron:

- Pacientes adultos que quisieran formar parte del estudio y firmaran el consentimiento informado.
- Que necesitaran reemplazar **un diente** en el sector antero-superior de 1.5 a 2.5.
- Que fuesen a ser intervenidos para la colocación de un implante osteointegrado post-extracción.

- Que tuviesen al menos 20 dientes naturales en la cavidad oral, con una oclusión funcional óptima.
- Presencia de dientes o coronas anatómicas adyacentes a la situación mesial y distal del implante colocado.

Los criterios de exclusión fueron:

- Caries en los dientes adyacentes a la zona a restaurar.
- Enfermedad periodontal no controlada.
- Hábitos parafuncionales.
- Presencia de prótesis fija en ambos dientes adyacentes a la situación del implante.
- Pacientes con incapacidad o falta de voluntad para realizar el seguimiento del estudio.

4.2.- MUESTRA Y ALEATORIZACIÓN: GRUPOS

Durante el curso académico 2011-2012 se realizó la selección de los pacientes. Se evaluaron 17 pacientes de los cuales 11 cumplían los criterios de inclusión de nuestro estudio.

De estos 11 pacientes, 3 eran hombres y 8 mujeres, con una edad comprendida entre los 21 y los 65 años. A todos ellos se les explicó que iban a formar parte de un estudio experimental y se les facilitó un consentimiento informado por escrito, que todos ellos firmaron.

El estudio es un ensayo clínico a doble ciego controlado aleatorizado. Un investigador se ocupó de realizar la aleatorización de los pacientes, distribuyéndolos en dos grupos. Cada grupo correspondía a un

material en el que se iba a fresar el puente Maryland: Poly-Metil Metacrilato (PMMA) y Nano composite.

Para ello, se usó una lista previamente confeccionada de forma aleatoria con la palabra PMMA y NANO. Después por orden de admisión de los pacientes se les asoció a uno de los materiales. (Fig. 4.1)

| Nº | MATERIAL |
|----|----------|
| 1 | PMMA |
| 2 | NANO |
| 3 | NANO |
| 4 | NANO |
| 5 | NANO |
| 6 | PMMA |
| 7 | PMMA |
| 8 | NANO |
| 9 | PMMA |
| 10 | NANO |
| 11 | PMMA |

Fig. 4.1: Aleatorización

De esta manera, los pacientes quedaron divididos. El grupo de PMMA tuvo 5 pacientes (1, 6, 7, 9, 11) y el grupo de Nanocomposite tuvo 6 pacientes (2, 3, 4, 5, 8 y 10).

4.3.- FASE CLÍNICA

4.3.1.- EXPLORACIÓN Y PREPARACIÓN DENTAL

A todos los pacientes se les realizó una breve historia clínica y una exploración dental y periodontal en busca de cualquier patología presente. Todos los pacientes tenían presente un diente o resto radicular que debía ser extraído, y en cuya localización se colocaría un implante inmediato post-extracción.

A los dientes adyacentes, que iban a ser los dientes pilares para los puentes Maryland CAD/CAM, no se les realizó ninguna preparación, puesto que la adhesión provisional de los puentes no debía dejar ninguna huella sobre los dientes sanos.

4.3.2.- IMPRESIÓN DIGITAL

Los puentes adheridos fueron realizados con un flujo digital íntegro. Se tomó una impresión digital a cada caso, previa a la extracción y colocación del implante. Para ello se usó el escáner intraoral LAVA™ C.O.S. de 3M-ESPE.

Todas las impresiones fueron realizadas por el mismo operador, que previamente había sido instruido en el uso de los escáneres intraorales. (Fig. 4.2)



Fig. 4.2: Impresión Digital

Las impresiones se realizaron siguiendo las indicaciones del fabricante:

1.- Preparación de la zona a tratar: se procedió al aislamiento del campo con un abrebocas Optragate^R, (Ivoclar-vivadent, NY, USA) y se colocaron dos triángulos Dry-Aid (Young, Earth city, MO, USA), uno en cada lado en contacto con la mucosa yugal.

2.- Aplicación de polvo de dióxido de titanio: una vez el campo estaba aislado y seco se procedía a la aplicación de polvo con la pistola que proporciona la casa. La capa de polvo tiene que ser ligera y no debe presentar acúmulos de polvo. Por ello se recomienda la aplicación de aire del equipo para eliminar posibles excesos.

3.- Colocación del paciente: se colocó al paciente lo más incorporado posible, con el plano oclusal superior paralelo al suelo y la cámara paralela al plano oclusal.

4.- Escaneado:

- Escaneado de la preparación: el escaneado de la preparación englobó en este estudio el diente o resto radicular que iba a ser extraído y el punto de contacto mesial y distal de los dientes adyacentes.
- Escaneado de arcada operativa: se continua el escaneado de la arcada que contiene el diente a extraer. El patrón de escaneado recomendado es: primero la zona oclusal-incisal, después la zona lingual y por ultimo la zona vestibular.
- Escaneado de la arcada antagonista. Siguiendo el mismo patrón de escaneado.
- Escaneado de la oclusión: se pedía al paciente que cerrara la boca y con la cámara por vestibular se realizaba un rectángulo empezando y terminando en el mismo punto. Con esto el sistema recibía unos puntos de referencia que le permitían relacionar el escaneado superior y el inferior en la posición en la que ocluía el paciente.
- Revisión de la preparación: una vez realizado el escaneado de la preparación se marcaba el diente que iba a ser extraído y se pasaba a la pantalla de revisión. Se abría una imagen de la zona marcada y permitía revisarlo en 3D con unas gafas que proporciona la casa, para cerciorarse de que no existía ninguna alteración de la impresión.

5.- Toma de color: se utilizó la guía Vitapan Classical (VITA) en todos los casos.

6.- Prescripción y Firma. Una vez realizada toda la impresión digital se realizaba la prescripción para el laboratorio en la pantalla táctil, donde se puede elegir el laboratorio, el diente para el que pedimos la restauración, tipo de material, color...

Una vez completada la orden del laboratorio se presionaba el botón firmar y enviaba el archivo al laboratorio virtual correspondiente(Z-tech®).

4.3.3.- EXTRACCIÓN Y COLOCACIÓN DEL IMPLANTE

Después de enviar al laboratorio los archivos digitales, se derivaba al paciente al Máster de Periodoncia para la extracción del diente y la colocación del implante osteointegrado. En todos los casos se colocaron implantes Aqua® de Astra Tech.

4.4.- FASE DE LABORATORIO

4.4.1.- DISEÑO DEL PUENTE MARYLAND (CAD)

Las impresiones digitales realizadas con el escáner LAVA C.O.S se enviaban a través de internet al laboratorio virtual del centro de fresado Z-Tech Digital Dental Group.

El archivo recibido en formato STL. se editaba con el software Exocad[®], siempre por el mismo técnico y siguiendo siempre los mismos pasos en el diseño.

1.- Limpieza del archivo: se eliminaban del modelo tridimensional los artefactos producidos en la impresión y se recortaba la base del modelo dando lugar a un zócalo virtual. (Fig. 4.3)

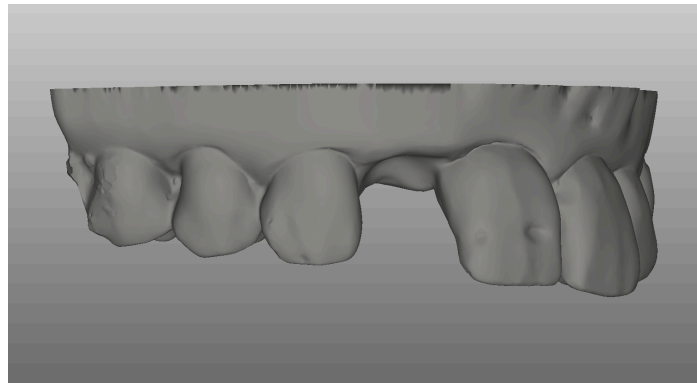


Fig. 4.3: STL inicial.

2.- Creación de la ficha de trabajo: Se realizaba una ficha para cada puente, en el que se debía indicar cuales eran los dientes pilares y los pónicos a reponer. Al realizar la descripción del trabajo, el técnico determina que las aletas de los puentes son carillas/inlays, para que el sistema comprenda el diseño.

3.- Diseño de las aletas: se comienza dibujando las aletas sobre los dientes pilares, extendiendo la aleta lo máximo posible, desde el punto de contacto hacia la cara palatina. (Fig. 4.4)

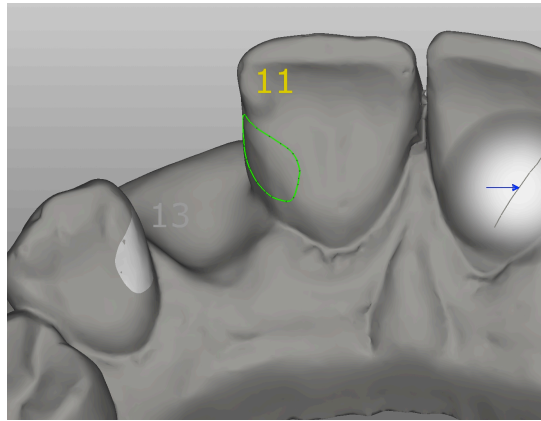


Fig. 4.4: Diseño virtual de las aletas

4.- Vía de inserción: tras el diseño de las aletas, el técnico determinaba la vía de inserción de los puentes, buscando que fuera única y sencilla. (Fig. 4.5)

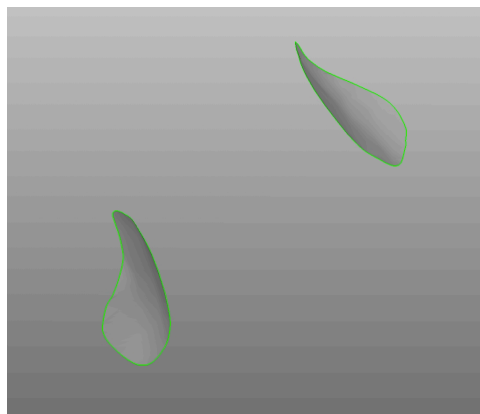


Fig. 4.5: Vía de inserción

5.- Espacio para el cemento: se ajustaba el espacio entre la aleta y el diente, destinado al cemento. En estos casos se dejaba 0,02mm de espaciado con una distancia desde el borde de la aleta de 3mm.

6.- Ajuste del Póntico: el técnico ajustaba al espacio disponible un diente póntico, variando la forma, longitud y anchura de una preforma propuesta por el sistema. (Fig. 4.6)

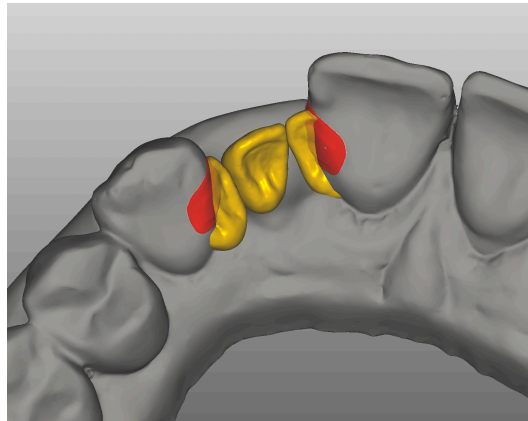


Fig. 4.6: Ajuste del póntico.

7.- Fusión de los datos: Se realizaba la unión entre los dos diseños, las aletas y el póntico, dando lugar a una estructura única. Después se alisaba la superficie y se disminuía el grosor de la estructura según la necesidad.(Fig. 4.7)

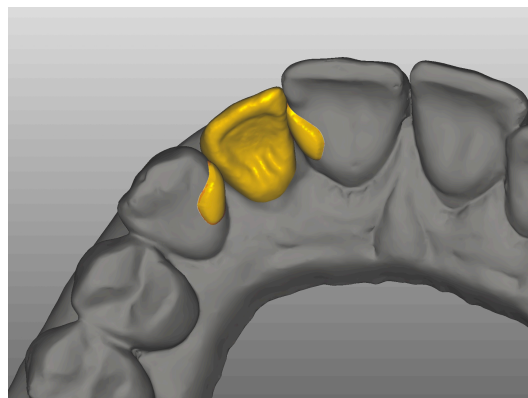


Fig. 4.7: Fusión de aletas y póntico.

8.- Ajuste de la distancia a la encía: todos los puentes se diseñaron con una distancia de 1mm a la encía, para prevenir el contacto con el implante.

9.- Diseño de los conectores: la última parte del diseño era la parte de los conectores. Se diseñaban en forma de lágrima invertida uniendo el pónico y las aletas. El tamaño de los conectores se estableció en 7mm^2 . (Fig. 4.8)

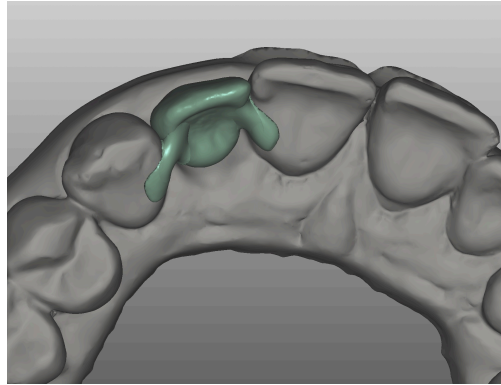


Fig. 4.8: Conectores

10.- Fase final: Cuando el diseño se completaba, el técnico finalizaba el proceso dando lugar a una pieza lista para ser enviada a la fresadora. (Fig. 4.9)

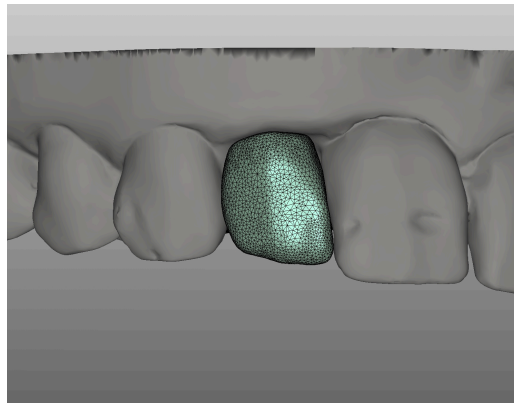


Fig. 4.9: Diseño final.

4.4.3.- MECANIZADO DEL PUENTE MARYLAND (CAM)

Tras completar el diseño, se enviaban los datos a la máquina de fresado. En estos casos se usó la fresadora Mikron HSM 400U de la marca Agie Charmilles +GF+. Esta fresadora de 5 ejes se caracteriza por la rapidez de fresado. (Fig. 4.10)



Fig. 4.10: Fresadora

Antes de comenzar el fresado el técnico colocaba el disco del material correspondiente. Los discos que se usaron para el estudio fueron PMMA de Polydent (Volča Draga, Slovenia) y Ambarino High-Class de Creamed (Marburg, Alemania). (Fig. 4.11 y 4.12)



Fig. 4.11: Discos de PMMA.



4.12: Disco de Nanocomposite

4.4.4.- ACABADO DEL PUENTE

Al acabar el fresado el técnico perforaba las aletas con una fresa realizando orificios de 2mm de diámetro para aumentar la retención de las aletas.



4.13: Puente Maryland terminado.

Además las aletas se arenaron con una chorreadora de partículas (Renfert Basic Quatro IS). Se usaron micropartículas de óxido de aluminio de 25-75 micras a 2,5 Bares de presión durante 20 segundos a lo largo de toda la aleta, sin entrar en contacto con el pónico. (Fig. 4.14)



Fig. 4.14: Arenadora.

4.5.- EVALUACIÓN CLÍNICA

Una vez confeccionado el puente, éste era enviado a la Facultad de Odontología para realizar su comprobación previa y cementado.

La evaluación clínica de los puentes fue realizada por dos operadores experimentados, ciegos y previamente calibrados. Los dos observadores rellenaron una hoja de recogida de datos (anexo). La respuesta a cada ítem era SI/NO.

4.5.1.- DATOS PREVIOS:

Primero se tomaban unos datos previos correspondientes a la salud gingival del paciente, usando el índice de placa y gingivitis de Silness y Loe. Estos índices numéricos dan un valor del 0 al 3 según la inflamación y el acúmulo de placa.

Indice gingival: 0 : Ausencia de inflamación.
 1 : Inflamación leve. No sangra al sondaje.
 2 : Inflamación moderada. Sangra al Sondaje
 3 : Inflamación severa. Sangrado espontáneo.

Indice placa: 0 : Ausencia de placa.
 1 : Visible con la sonda.
 2 : Acúmulo moderado.
 3 : Acúmulo abundante

Después se llevaba a cabo la prueba de la estructura en la boca. Ayudados de un espejo y sonda se evaluaban los siguientes aspectos:

4.5.2.- AJUSTE

Se valoraba el ajuste general de la estructura sobre los dientes pilares, valorando si las aletas, tanto mesial como distal adaptaban correctamente sobre las caras palatinas de los dientes o existían espacios y desajustes (gap).

Además, se valoraba en este apartado, la relación del pónico y la encía, ya que no debía existir contacto entre ellos. En el caso de que existiera este contacto se retocaba con fresas de pieza de mano para evitarlo.

Los observadores rellenaban las casillas correspondientes de la hoja de recogida de datos.

| <u>Ajuste</u> | SI | NO |
|--------------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| - La aleta mesial ajusta | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - La aleta distal ajusta | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El borde de la aleta toca la encía | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El pónico toca la encía | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El ajuste general es bueno | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

Fig. 4.15: Cuestionario ajuste

4.5.3.- INSERCIÓN Y PUNTOS DE CONTACTO

En este apartado los observadores valoraban si el puente tenía una única vía de inserción o varias, y si era necesario retocar en algún lado el puente para poder colocarlo en su sitio.

También se evaluaban si eran correctos o no los puntos de contacto entre el pónico y los dientes pilares.

La respuesta SI/NO se apuntaba en la hoja de recogida de datos.

| | | |
|--|--------------------------|--------------------------|
| <u>Inserción</u> | | |
| - El puente tiene una única vía de inserción | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - Hay que retocar alguna zona para colocarlo | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - ¿Donde? _____ | | |
| <u>Puntos de contacto del pónico</u> | | |
| - Los puntos de contacto son óptimos | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

Fig. 4.16: Cuestionario inserción y puntos de contacto

4.5.4.- COLOR Y ESTÉTICA

Por último los observadores evaluaban el color del puente provisional, la anatomía, el pulido y el acabado.

Se valoraba si correspondía el color del puente al elegido el día de la impresión y si era adecuado en boca.

| | | |
|--|--------------------------|--------------------------|
| <u>Color y estética</u> | | |
| - El color se corresponde con el color elegido | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El color es adecuado en boca | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - La anatomía es correcta | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El pulido y acabado es correcto | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

Fig. 4.17: Cuestionario color y estética

4.6.- ADHESIÓN DEL PUENTE

Una vez que el puente era evaluado por los dos operadores se procedía al cementado del mismo con una técnica adhesiva convencional, siguiendo los pasos clásicos.

1.- Aislamiento de la zona: Se cementaban todos los puentes usando dique de goma (Dental Dam, Henry Schein INC, Melville NY USA) para controlar la saliva y la humedad. Se aislaban los dos dientes pilares, ayudados con 2 Clamps y un arco de Young (Proclinic). (Fig. 4.17)



Fig. 4.17: Aislamiento

2.- Limpieza de la superficie dental: se realizaba un cepillado profuso de las zonas palatinas de los dientes pilares, donde las aletas de los puentes apoyaban. Se usaban cepillos recubiertos de carburo de silicio (Astrobrush, Ivoclar Vivadent, NY USA) montados en un contraángulo de micromotor (Kavo), para eliminar restos de placa y película dental. (Fig 4.18)



Fig. 4.18: Limpieza de la superficie dental

3.- Grabado del esmalte: se pincelaba en la zona a tratar una capa de ácido ortofosfórico al 37% (Scotchbond, 3M-ESPE) durante 30 segundos. Después se lavaba con agua otros 30 segundos y se secaba con aire comprimido libre de aceites.(Fig 4.19)



Fig.4.19: Grabado del esmalte.

4.- Adhesivo: se aplicaba el adhesivo (Adper Scotchbond, 3M-ESPE) con un pincel en la zona grabada del diente, se soplabá con aire para favorecer la aplicación y la evaporación de los excipientes del adhesivo y se fotopolimerizaba 30 segundos con una lámpara de luz azul.(Astralis® 5, Ivoclar Vivadent, NY USA) (Fig. 4.20)

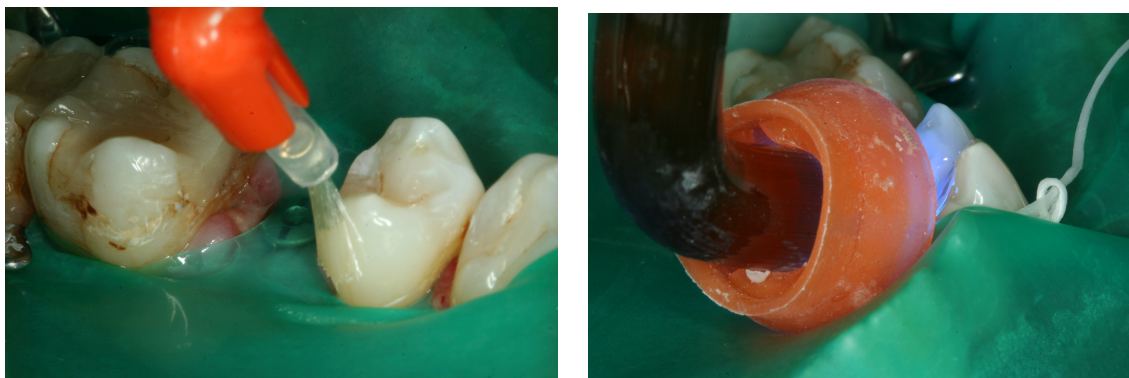


Fig. 4.20: Aplicación de adhesivo y fotopolimerización

5.- Preparación del puente: los puentes venían del laboratorio chorreados con micropartículas, para aumentar las porosidades en el material, y favorecer la adhesión. Además el diseño que se usaba, tenía perforaciones a lo largo de las aletas para favorecer también la macrorretención. Lo único que se hacía en la clínica era pincelar adhesivo sobre las aletas, y fotopolimerizar durante 30 segundos.(Fig 4.21)



Fig 4.21: Aplicación de adhesivo sobre el puente.

6.- Cementado: se usaba un cemento de resina de polimerización dual (Relyx unicem, 3M-ESPE). La presentación era en una jeringa doble con un dispensador de “click”. Para cementar los puentes se usaba de forma sistemática, 2 clicks del dispensador que se depositaban en una libreta de mezclas. Después ayudados con una espátula plástica se

mezclaban los dos componentes, y se disponían sobre las aletas con un pincel limpio. (Fig. 4.22)



Fig. 4.22: Aplicación de cemento de polimerización dual

Después se colocaba el puente sobre los dientes pilares, que estaban previamente tratados y se mantenía en la misma posición durante un minuto bajo presión digital. Durante este tiempo el cemento comenzaba a polimerizar de manera “auto”.

Transcurrido el tiempo, se eliminaban los restos con una sonda o un pincel y se procedía a aplicar 90 segundos de luz azul: 30 segundos desde oclusal, 30 segundos en la aleta mesial y 30 segundos en la aleta distal. (Fig. 4.23)

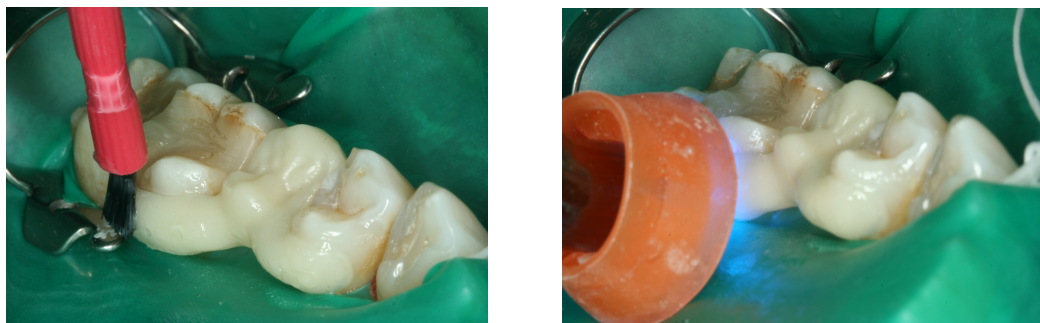


Fig. 4.23: Cementado

7.- Retirada del aislamiento: se cortaba el dique de goma para evitar hacer tracción sobre el puente y se quitaban los Clamps.



Fig. 4.24: Puente recién cementado

8.- Ajuste de la oclusión: El puente no debía tener contactos en máxima intercuspidad, ni en movimientos disclusivos. Para el chequeo de la oclusión, se usó papel de articular azul de 40 micras (Bauch Arti-Check, Nashua USA), eliminando todos los contactos indeseables, con una fresa de diamante extra fino de 15 micras en forma de balón (FG. 368EF-023, Komet) ,montada en una turbina (Kavo). Después se usaba un papel ultrafino de 8 micras (Hanel, Shimstock-Folie, Coltène/Whaledent, Langenau. Alemania), para cerciorar que no existía ningún contacto. (Fig 4.25)



Fig. 4.25: Ajuste de la oclusión

Cuando uno de los pilares era portador de una prótesis fija metal cerámica, se realizaba una técnica especial de adhesión a la cerámica. Se usaba ácido fluorhídrico durante un minuto, y aplicación de silano con la correspondiente evaporación, (Porcelain Prep Kit, PULPDENT), para la preparación de la cerámica. Esto solo ocurrió en uno de los casos. (Fig. 4.26)



Fig. 4.26: Grabado de cerámica

Después del cementado, se le daba al paciente instrucciones básicas para el uso del puente e instrucciones de higiene oral, para favorecer el mantenimiento de la salud gingival durante los cuatro meses que duraba el ensayo clínico. Se le explicaba de forma verbal y se les daba por escrito. (Anexo).

4.7.- CITAS PERIÓDICAS

Se estableció con el paciente un calendario de citas periódicas cada 15 días durante los 4 meses. En las estas revisiones se valoraba el estado del puente, en busca de descementados o fracturas parciales que el paciente no hubiese notado.

Si el puente se descementaba o se rompía en el tiempo que transcurría entre visita y visita el paciente debía hacerlo saber a los investigadores, y se procedía al recementado del mismo, o a la reparación si era posible.

Cuando se descementaba el puente, se procedía a la limpieza del mismo con una chorreadora (Renfert Basic Quatro IS) de partículas de óxido de aluminio (25-75 micras a 2,5 Bares de presión), se limpiaba el diente y se procedía a la adhesión de igual manera que la primera vez.

Si por el contrario se fracturaba alguna aleta, se intentaba reparar con resinas compuestas o acrílico, para volver a cementarlo.

De esta forma se mantuvieron los puentes en boca las 16 semanas del ensayo, para después llevar a cabo la segunda evaluación.

4.8.- EVALUACIÓN A LOS 4 MESES

El tiempo de regeneración periimplantaria que se esperaba en estos casos era de 16 semanas, y esto correspondía con los 4 meses que nuestros pacientes llevaban cementado el puente Maryland provisional.

Transcurridos este tiempo, el puente debía ser removido para comenzar con la parte protésica definitiva, y antes de esto se realizaba la segunda evaluación de los mismos, para valorar la supervivencia de estos puentes.

La evaluación se realizaba por dos operadores ciegos, que no sabían de que material estaba realizado el puente. Los datos se disponían en la hoja de recogida de datos. Al igual que la valoración inicial, existía un apartado de factores protésicos y otro de factores periodontales. Los puntos a tener en cuenta eran:

4.8.1.- DESCEMENTADO

En este apartado los observadores valoraban si existía alguna aleta descementada o si el puente se descementó con anterioridad. La respuesta era dicotómica SI/NO. Además, quedaba registrado el numero de veces que se descementaba y el tiempo de duración.

| <u>Descementado</u> | SI | NO |
|--|--------------------------|--------------------------|
| - La aleta mesial está descementada | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - La aleta distal está descementada | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El puente se descementó con anterioridad | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - ¿Cuándo? _____ | | |

Fig. 4.27: Cuestionario descementado

4.8.2.- FRACTURA

Se valoraba si alguna de las aletas o el póntico estaban fracturadas, o si se había producido alguna fractura a lo largo de los 4 meses. La respuesta SI/NO, quedaba registrada en la hoja de datos.

| | | |
|--|--------------------------|--------------------------|
| <u>Fractura</u> | | |
| - La aleta mesial está rota | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - La aleta distal está rota | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| - El póntico se ha roto | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| | | |
| - El puente se fracturó con anterioridad y el paciente se dio cuenta | | |
| -  Cuando? _____ | | |

Fig.4.28: Cuestionario Fractura

4.8.3.- COLOR Y ESTÉTICA

Se valoraba si el puente había sufrido cambios de color, comparándolo con el color inicial. Se tenía en cuenta la presencia de tinciones y decoloraciones. Además del color, el acabado y pulido era otro punto a tener en cuenta, dejando reflejado las zonas donde existían dichas alteraciones.

| | | |
|-----------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| <u>Color y estética</u> | | |
| | | |
| - El puente ha cambiado de color | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| -  D nde? _____ | | |
| - El pulido y acabado se mantiene | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| -  D nde? _____ | | |

Fig 4.29: Cuestionario color y estética

4.8.4.- DESINSERCIÓN

La facilidad de desinserción de los puentes, se valoraba por uno de los operadores, estando el otro presente para acordar una puntuación única. Se procedía a descementarlo con un levanta-puentes, si no era posible o se fracturaba alguna aleta, se terminaban de eliminar los restos con una fresa de turbina.

Además de la dificultad de desinserción, se valoraba si el puente se podía recementar de nuevo o por el contrario quedaba demasiado alterado.

| <u>Desinserción</u> | | | |
|---|--------------------------|----------|--------------------------|
| - Facilidad para levantar el puente: | Facil | Moderada | Difícil |
| - Se fractura alguna parte del puente: | | | |
| - Se podría volver a cementar el puente | <input type="checkbox"/> | | <input type="checkbox"/> |

Fig. 4.30: Cuestionario desinserción

4.8.5.- FACTORES PERIODONTALES

Por último se valoraba la salud gingival con los mismos índices de salud gingival que el día del cementado, el índice de placa y gingivitis de Löe y Silness. Estos datos nos indicaban si el puente favorecía el acumulo de placa o desencadenaba alguna patología periodontal.

4.9.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Al finalizar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2011 para Mac versión 14.0.0. que contenía los resultados de las diferentes variables de los 11 puentes.

Para el tratamiento de los datos se usó el programa SPSS Statistics Standard 19.0 para Mac.

Se realizaron los siguientes análisis:

1.-Estadística descriptiva de todas las variables

2.-Estadística inferencial:

El nivel de significación se estableció en el 5%. ($P < 0,05$)

- Para el estudio de las variables dicotómicas descementado, fractura, color, pulido, desinserción y recementado, se realizaron pruebas de **X^2 de Pearson**.
- Para determinar el tiempo de supervivencia de los puentes tipo Maryland según el material con el que estuviesen fabricados y si existían diferencias estadísticamente significativas de supervivencia entre los dos materiales se utilizó el análisis de supervivencia de **Kaplan-Meier**.

V.- RESULTADOS

5.- RESULTADOS

5.1.- ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

5.1.1.- MUESTRA

En el presente estudio se analizó el comportamiento de once puentes provisionales tipo Maryland. Los puentes se adherían a los dientes adyacentes a un implante inmediato post- extracción, que portaban los 11 pacientes participantes en el ensayo. El 73% de la muestra eran mujeres y el 27% eran hombres, con una edad media de 42,18 años y una desviación estándar de 10,89. (Fig 5.1)

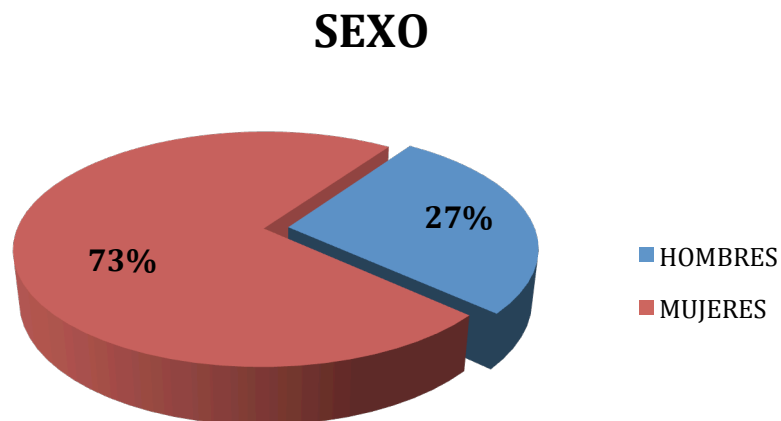


Fig 5.1: Distribución de la Muestra por Sexo

Los puentes que se colocaban de manera provisional, se realizaban en dos materiales diferentes, el 45,5% de los casos se realizaron en Polimetilmetacrilato y el 54,5% en Nanocomposite. (Fig 5.2) Es decir seis

pacientes llevaron un puente de Nanocomposite y los otros cinco eran portadores de un puente de PMMA.

MATERIAL

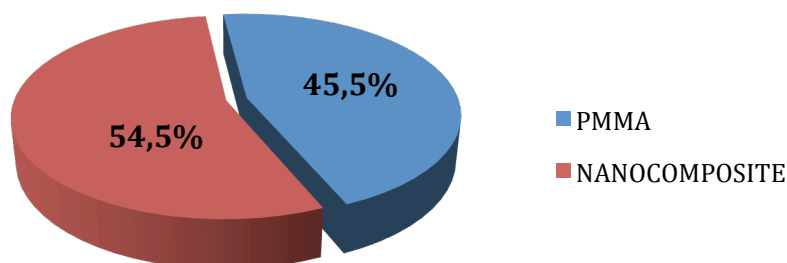


Fig. 5.2: Distribución según el material.

Los implantes se localizaban en el sector estético, por ello necesitaban la colocación de una prótesis provisional. La distribución de los dientes a reponer fue la siguiente. (fig 5.3)

DIENTE

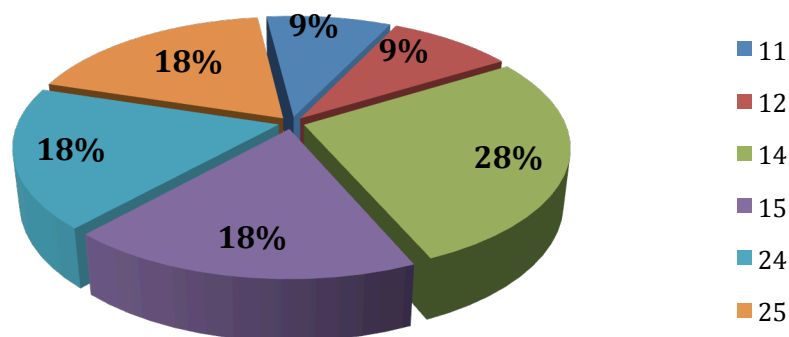


Fig. 5.3: Distribución según el diente a reponer.

El periodo de observación de los puentes fue de cuatro meses. Tras los 120 días, se evaluaban los puentes en busca de fracturas, descementados, cambios de color...etc. Además se evaluaba la facilidad de desinserción del puente y la posibilidad de recementado.

5.1.2.- DESCEMENTADO DE LAS ALETAS

En el momento de la observación (día 120), cuatro casos (36,4%) tenía la aleta mesial descementada (Fig.5.4), y solo un caso (9,1%), tenía la aleta distal.(Fig. 5.5)

Durante los cuatro meses, el 81,8% se descementó totalmente en algún momento, este porcentaje corresponde a 9 casos.(Fig. 5.6)

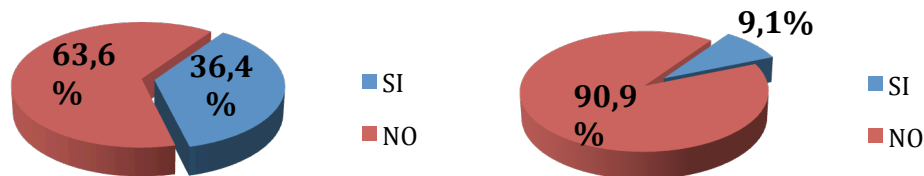


Fig. 5.4: Descementado aleta mesial

Fig. 5.5: Descementado aleta distal

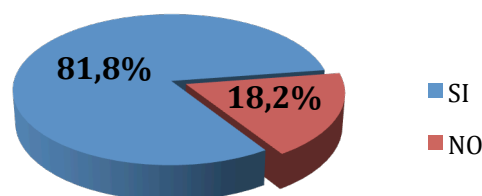


Fig. 5.6: Descementado total de las aletas

5.1.2.- FRACTURA

A los cuatro meses, cuatro casos presentaban la aleta mesial fracturada (36,4%) y cinco casos tenían la aleta distal fracturada (45,5%). (Fig 5.7 y Fig. 5.8)

Durante los cuatro meses, en tres casos (27,7%) las dos aletas se fracturaron, (Fig 5.9) y como consecuencia de ello, se produjo la caída del pónico.

Cuando esto ocurría, los puentes se reparaban, para que se mantuviesen en boca los cuatro meses.

En ninguno de los casos se produjo la fractura del pónico, siempre se presentaban en la zona de unión.(Fig. 5.10)

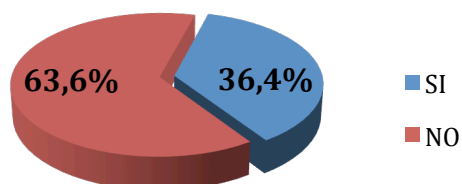


Fig. 5.7: Fractura de la aleta mesial

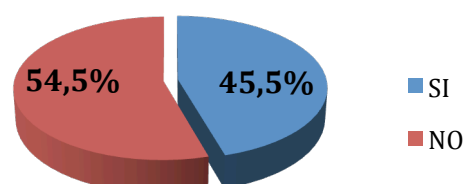


Fig. 5.8: Fractura de la aleta distal

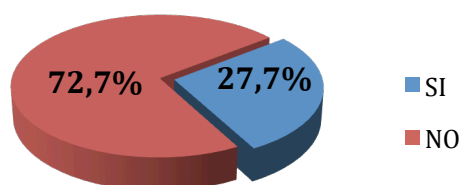


Fig. 5.9: Fractura de la ambas aletas

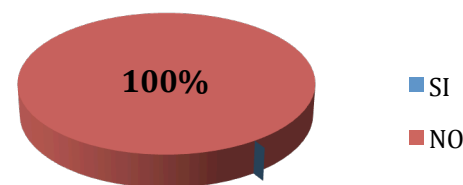


Fig. 5.10: Fractura del pónico.

5.1.3.- COLOR Y PULIDO

En el momento de la desinserción del puente, se valoraba con la guía de color si se había producido algún cambio de color en el puente, tanto tinciones como discoloraciones. Además también se valoraba los cambios producidos en el brillo y pulido de las restauraciones provisionales.

En el 72,7% de los casos el color fue estable tras cuatro meses, en 3 casos (27,3%) se produjeron tinciones en los puentes.(Fig. 5.11)

En el 81,8% el pulido y acabado de los puentes se mantenía, pero en dos casos (18,2%) el brillo disminuyó.(Fig. 5.12)

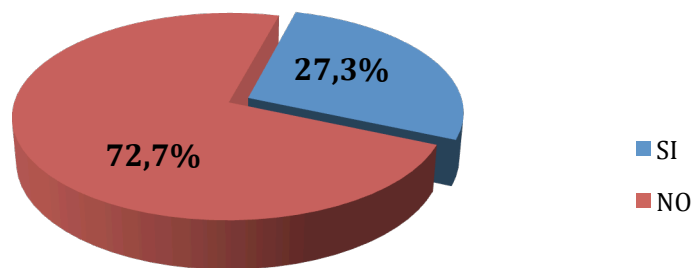


Fig. 5.11: Cambio de color

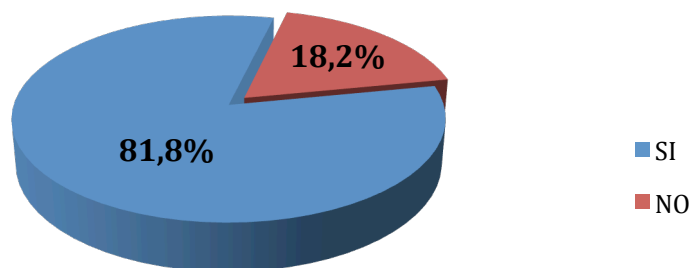


Fig. 5.12: Mantenimiento del pulido

5.1.4.- DESINSERCIÓN Y RECEMENTADO

Según la dificultad de desinserción se clasificaron los casos en tres grupos, fácil, moderado y difícil. Además se valoraba la posibilidad de recementado de los puentes en el caso de que fuese necesario.

En el 63,6% de los casos, la desinserción fue fácil, en el 27,3% fue difícil y en el 9,1% fue de dificultad intermedia.(Fig. 5.13)

En el caso de necesitar recementar los puentes, solo el 45,5% de los casos (5) se podría recementar, los demás estaban demasiado alterados como para rehusarlo. (Fig. 5.14)

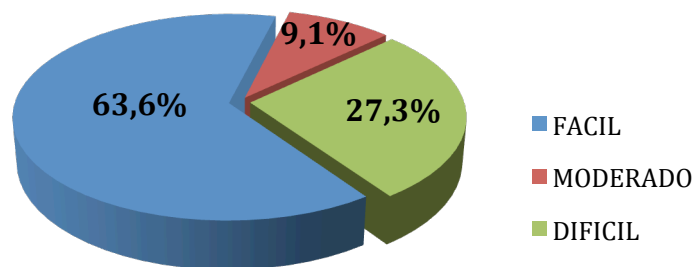


Fig. 5.13: Dificultad de desinserción.

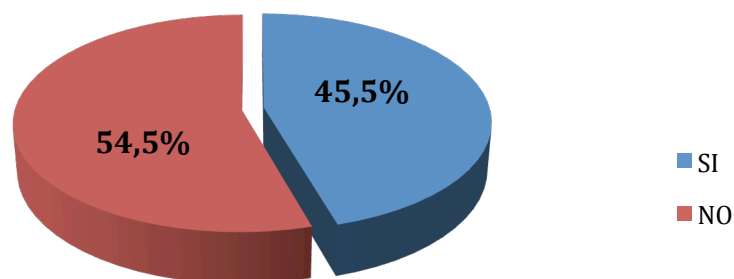


Fig. 5.14: Casos que se podían recementar

5.2.- ESTADÍSTICA INFERENCIAL

5.2.1.- TABLAS DE CONTINGENCIA: CHI-CUADRADO.

Para el estudio de las variables dicotómicas descementado, fractura, color, pulido, desinserción y recementado, se realizaron pruebas de **X² de Pearson**

5.2.1.1.- Descementado de las aletas.

En el momento de la observación final , los puentes se obtuvieron los siguientes datos. (Fig 5.15 y 5.16)

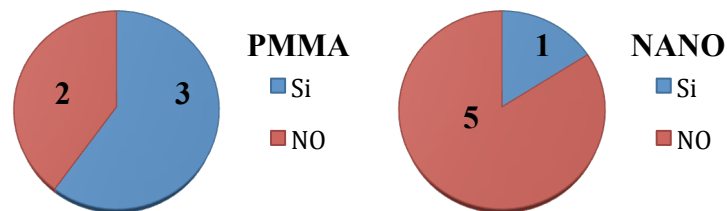


Fig. 5.15: Descementado aleta mesial

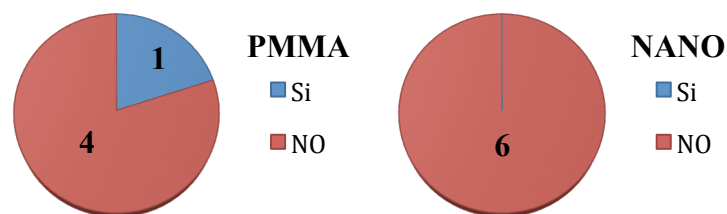


Fig 5.16: Descementado aleta distal

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las dos variables puesto que se obtuvo unos valores de Chi-Cuadrado de 2,213 para la aleta mesial y 1,320 para la aleta distal.

En cuanto al descementado total los datos que se obtuvieron se representa en la Fig. 5.17. Tampoco se encontraron diferencias significativas. ($\chi^2 = 2,037$).

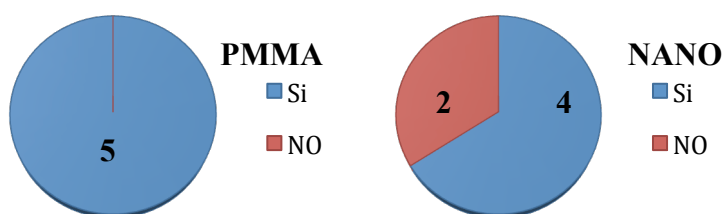


Fig 5.17: Descementado total de los puentes

5.2.1.2.-Fractura de las aletas.

En cuanto a la variable “fractura de las aletas”, en el momento de la observación final se obtuvieron los siguientes resultados. (Fig 5.18 y 5.19)

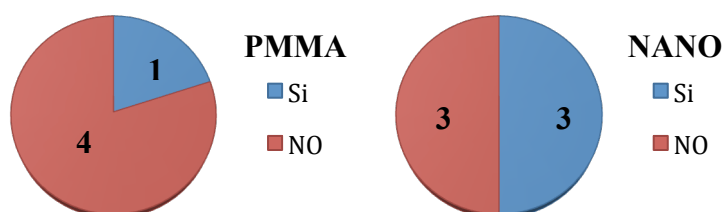


Fig. 5.18: Fractura de la aleta mesial.

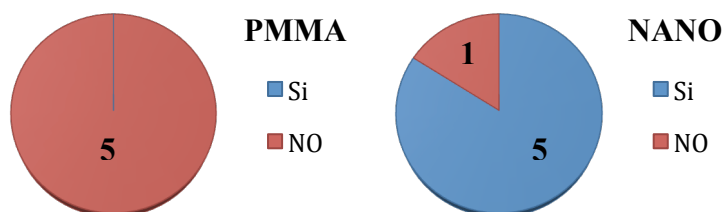


Fig 5.19: Fractura de la aleta distal.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las dos variables. ($\chi^2 = 1,061$ y $7,63$ respectivamente)

En cuanto a la fractura total, los puentes de PMMA no sufrieron fractura de ambas aletas durante los 120 días de observación, en cambio tres de los de Nanocomposite si. Estas diferencias no son estadísticamente significativas. ($\chi^2 = 3,438$). (Fig. 5.20)

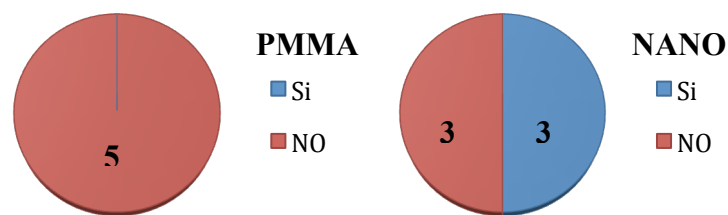


Fig. 5.20: Fractura de ambas aletas.

5.2.1.3.-Color y pulido.

La mayoría de los puentes no presentaban alteración del color ni del pulido tras cuatro meses de uso en boca. Los resultados se representan en la Fig. 5.21 y 5.22. No se establecieron diferencias para ninguna de las variables. ($\chi^2 = 0,244$ y $2,03$ respectivamente)

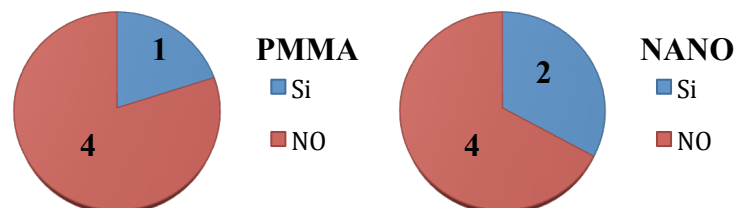


Fig. 5.21: Alteración del color tras 4 meses.

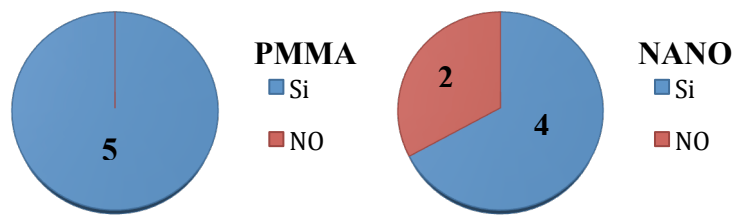


Fig 5.22: Mantenimiento del pulido.

5.2.1.4.-Desinserción y recementado.

Todos los puentes de PMMA se levantaron con facilidad excepto uno. En cambio tres de los de Nanocomposite, fueron especialmente complicados.(Fig.5.23) La mayoría de los puentes de PMMA tras levantarlos eran recementables, al contrario que los de Nanocomposite, ya que la mayoría no lo eran por el deterioro que sufrían.(Fig. 5.24)

Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. ($\chi^2=4,08$ y $4,41$ respectivamente).

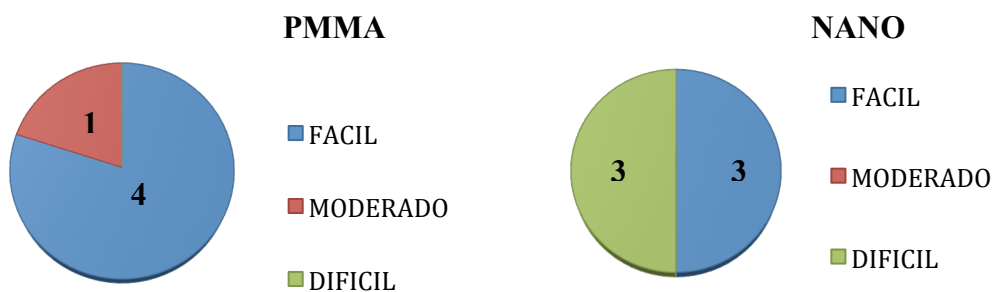


Fig. 5.23: Facilidad de desinserción

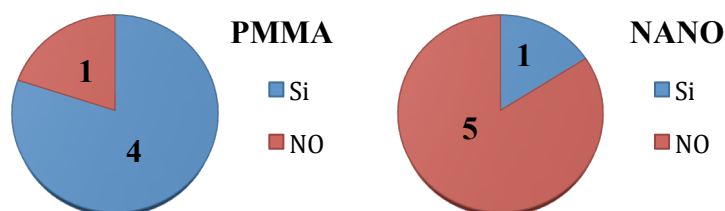


Fig 5.24: Puentes recementables tras la desinserción

5.2.2.- TEST DE SUPERVIVENCIA DE KAPLAN-MEIER

Se realizó el análisis de supervivencia de Kaplan-Meier para determinar el tiempo medio de supervivencia de los puentes tipo Maryland según el material con el que estuviesen fabricados y si existían diferencias estadísticamente significativas de supervivencia entre los dos materiales.

Un caso del grupo de PMMA se retiró “vivo” al finalizar el tiempo de observación que eran 120 días. Es decir no se produjo el “evento” de este caso, que en nuestro estudio se consideraba el primer fallo del puente, ya fuese descementado o fractura. Por ello existe un caso censurado, que corresponde al 9,1% de los casos totales.

En la tabla 5.1 se observa el resumen del procesamiento de los datos, y en la tabla 5.2 los datos ordenados según el material y el tiempo de supervivencia, medido en días.

| Resumen del procesamiento de los casos | | | | |
|--|----------|---------------|-----------|------------|
| Tratamiento | Nº total | Nº de eventos | Censurado | |
| | | | Nº | Porcentaje |
| Polimetil metacrilato | 5 | 4 | 1 | 20,0% |
| Nanocomposite | 6 | 6 | 0 | ,0% |
| Global | 11 | 10 | 1 | 9,1% |

Tabla 5.1: Resumen de Casos

| Tabla de supervivencia | | | | | | | |
|------------------------|---|---------|-----------|---|--------------|--------------------------|----------------------------|
| Tratamiento | | Tiempo | Estado | Proporción acumulada que sobrevive hasta el momento | | Nº de eventos acumulados | Nº de casos que permanecen |
| | | | | Estimación | Error típico | | |
| Polimetil metacrilato | 1 | 15,000 | Completo | ,800 | ,179 | 1 | 4 |
| | 2 | 23,000 | Completo | ,600 | ,219 | 2 | 3 |
| | 3 | 24,000 | Completo | ,400 | ,219 | 3 | 2 |
| | 4 | 41,000 | Completo | ,200 | ,179 | 4 | 1 |
| | 5 | 120,000 | Censurado | . | . | 4 | 0 |
| Nanocomposite | 1 | 20,000 | Completo | . | . | 1 | 5 |
| | 2 | 20,000 | Completo | ,667 | ,192 | 2 | 4 |
| | 3 | 45,000 | Completo | ,500 | ,204 | 3 | 3 |
| | 4 | 50,000 | Completo | ,333 | ,192 | 4 | 2 |
| | 5 | 53,000 | Completo | ,167 | ,152 | 5 | 1 |
| | 6 | 70,000 | Completo | ,000 | ,000 | 6 | 0 |

Tabla 5.2: Casos ordenados según el tiempo de supervivencia.

En las tablas 5.3 y 5.4 observamos los estadísticos descriptivos, media y mediana de la supervivencia.

| Medias y medianas del tiempo de supervivencia | | | | | | |
|---|--------------------|--------------|-------------------------------|-----------------|------------|--------------|
| Tratamiento | Media ^a | | | | Mediana | |
| | Estimación | Error típico | Intervalo de confianza al 95% | | Estimación | Error típico |
| | | | Límite inferior | Límite superior | | |
| Polimetil metacrilato | 44,600 | 17,280 | 10,731 | 78,469 | 24,000 | 1,095 |
| Nanocomposite | 43,000 | 8,042 | 27,239 | 58,761 | 45,000 | 18,371 |
| Global | 43,727 | 8,820 | 26,441 | 61,014 | 41,000 | 12,111 |

Tabla 5.3: Media y mediana del tiempo de supervivencia.

| Medias y medianas del tiempo de supervivencia | | |
|---|-------------------------------|-----------------|
| Tratamiento | Mediana | |
| | Intervalo de confianza al 95% | |
| | Límite inferior | Límite superior |
| Polimetil metacrilato | 21,853 | 26,147 |
| Nanocomposite | 8,993 | 81,007 |
| Global | 17,263 | 64,737 |

Tabla 5.4: Mediana del tiempo de supervivencia.

Si nos basamos en percentiles, podemos determinar que de manera global, el 75% de los puentes estaban en boca a los 20 días. A los 41 días estaban el 50% de los casos y a los 53 días solo el 25%. Estos datos nos aportan también información acerca de la supervivencia de este tratamiento.

| Percentiles | | | | | | |
|-----------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| Tratamiento | 25,0% | | 50,0% | | 75,0% | |
| | Estimación | Error típico | Estimación | Error típico | Estimación | Error típico |
| Polimetil metacrilato | 41,000 | 15,205 | 24,000 | 1,095 | 23,000 | 8,764 |
| Nanocomposite | 53,000 | 2,739 | 45,000 | 18,371 | 20,000 | . |
| Global | 53,000 | 5,117 | 41,000 | 12,111 | 20,000 | 3,939 |

Tabla 5.5: Percentiles del tiempo de supervivencia.

Con estos datos calculamos el test de Tarome-Ware, una prueba de igualdad de distribuciones de supervivencia para diferentes niveles de tratamiento, representada en la Tabla 5.6.

| Comparaciones globales | | | |
|------------------------|--------------|----|------|
| | Chi-cuadrado | gl | Sig. |
| Tarone-Ware | ,175 | 1 | ,676 |

Tabla 5.6: Test de Tarone-Ware.

El resultado de la prueba determina que NO existen diferencias estadísticamente significativas entre la supervivencia de los puentes realizados con PMMA y los realizados con Nanocomposite, puesto que el resultado de la Chi-Cuadrado es de $p=0,676$.

Los diferentes casos se pueden ordenar en una gráfica de supervivencia, representando cada material en un color.

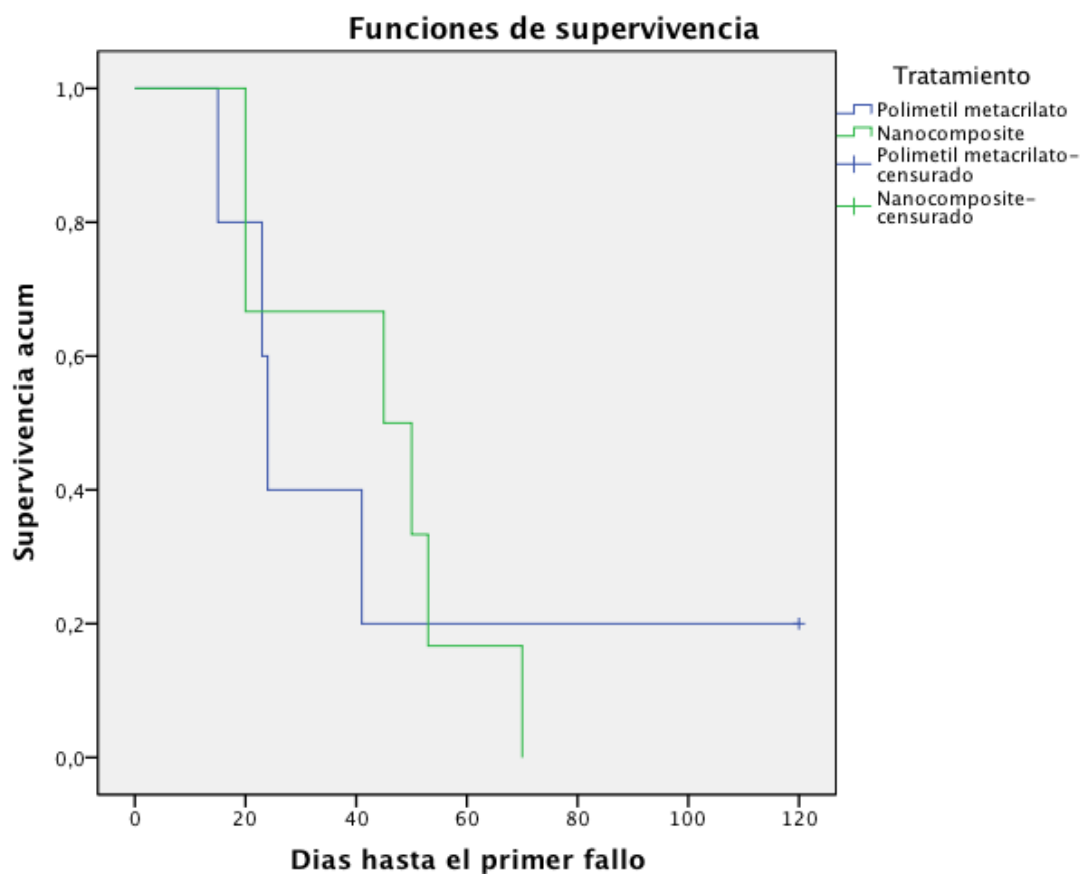


Tabla 5.7: Gráfica de supervivencia

Como se puede observar en la gráfica, los fallos ocurren entre los días 18 y 65, independientemente del material. A partir del día 65 no es posible observar un puente en boca, excepto el caso que se retiró “vivo”.

VI.- DISCUSIÓN

6.- DISCUSIÓN

Es poca la evidencia científica que existe en cuanto a puentes provisionales tipo Maryland. La mayoría de los estudios utilizan puentes metalcerámicos o puentes de composite reforzados con fibra de vidrio para valorar la supervivencia de los mismos, pero estos puentes son de naturaleza definitiva.

En nuestro estudio los materiales utilizados, eran materiales básicos y por consiguiente económicos, puesto que el objetivo era que fuesen provisionales. Puesto que se usó tecnología CAD/CAM para la confección de los mismos, utilizamos los dos materiales provisionales más comunes para esta tecnología, el PMMA y el Nanocomposite. En los últimos años, el uso de estos materiales procesados de manera industrial, está aumentando en la práctica diaria. Se usan para la fabricación de provisionales de larga duración o incrustaciones de resina adheridas. (67) El procesamiento industrial da lugar a unas propiedades físico-químicas de alta calidad y durabilidad, puesto que se eliminan los errores de manipulación de los materiales.(72) Por ello y en búsqueda de la estandarización, se eligió este método de fabricación, usando un flujo totalmente digital.

Los puentes se realizaron con grandes aletas perforadas que se arenaban con una chorreadora para aumentar las microrretenciones.(13) Este diseño recuerda a los primeros puentes adheridos tipo Rochette(9), en el que se realizaban perforaciones en las aletas ya que todavía no se había propuesto la realización de el grabado electrolítico.(12)

La adhesión se realizaba directamente a esmalte. Es bien conocido desde que Buonocuore (81) introdujo el grabado ácido que la adhesión al esmalte no produce daños irreparables en el diente y es muy efectivo. El esmalte es un tejido que reacciona muy bien a la aplicación de ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos, produciéndose microporosidades de 5-15 μ , que aumentan la humectancia y capacidad de retención del esmalte unas 2000 veces. Esto junto con la aplicación de resina Bis-Gma fotopolimerizable (70,82), da lugar a un sustrato perfecto para la adhesión micromecánica de las resinas.

En nuestro caso, se realizaba la adhesión de los puentes con cementos de resina autopolimerizables, que se aplicaban sobre el esmalte previamente tratado con un ácido ortofosfórico al 37% y adhesivo (Adper Scotchbond, 3M-ESPE), y sobre el puente previamente impregnado con el mismo adhesivo. Los puentes fabricados con Nanocomposite tenían como ventaja su composición, puesto que se producía una unión tanto mecánica como química al esmalte. En cambio, los fabricados con PMMA, esta unión química era imposible de obtener, ya que esta resina no se une directamente a las resinas compuestas, solo se realizaba por tanto una unión macro y micromecánica. A pesar de ello, no se encontraron diferencias significativas en el descementado de las aletas.

A pesar de la tecnología usada para el procesado de los materiales, los resultados de supervivencia difieren mucho de los estudios de supervivencia de puentes adheridos tipo Maryland convencionales. Según Boyer & Cols (21) en 1993, la supervivencia al año de puentes adheridos metalcerámicos era de un 87%. Se trataban de puentes de Cromo-Níquel grabados electrolíticamente y recubiertos de cerámica en la zona del pónico. Los puentes que habían fallado, lo habían hecho antes de los primeros seis meses, siendo el descementado la principal causa de fracaso.

A los cuatro años, la supervivencia de estos mismos puentes bajaba hasta un 72%, estos datos están en concordancia con los estudios de Creugers & Cols en 1989 (83), que determinan una supervivencia del 74% de sus puentes metalcerámicos, y con Boening & Cols en 2012 (84) con un 84% de supervivencia los cuatro años. Según va pasando el tiempo, la supervivencia va disminuyendo, así a los cinco años nos encontramos que solo el 62% no ha sufrido ninguna alteración según Creugers & Cols en 1990 (85). El 38% restante son casos que han sufrido principalmente descementados y alguna fractura de pónico. Tres de cada cuatro fallos se podían solucionar, dando lugar al recementado del puente. Así, en un estudio del mismo grupo de investigación en 1992 (86), determinaban que el 85% de los puentes originales estaban colocados en boca a los siete años y medio, pero que el 31% de los mismos se había descementado alguna vez. Por lo tanto la supervivencia de los puentes sin fallos era del 54%. Los puentes con mayor supervivencia son los puentes anteriores con preparación dental y aletas grabadas electrolíticamente, cuando se comparan con puentes posteriores, puentes con aletas perforadas o puentes sin preparación dental.

Tanto Creugers en 1992 (23) como Boyer en 1993 (21), determinan que los puentes que sufren un descementado, tienen el doble de probabilidad de un nuevo descementado. Este aspecto también lo reflejan Marinello en 1990 (87) y Eduards en 1989 (88). Si el primer descementado no ocurre, la supervivencia aumenta considerablemente. Por ello la selección del caso, el control de la adhesión y la oclusión son factores muy importantes a tener en cuenta para conseguir el éxito del puente adherido. Según Durey en 2011 (18), el descementado de tipo cohesivo, es decir el fracaso entre la adhesión de la aleta y del cemento, es el más común; producido por hábitos parafuncionales o por factores oclusales.

Cuando nos referimos puentes de composite reforzados con fibra de vidrio y adheridos al esmalte, también existen estudios que confirman su supervivencia a los largo de años, por lo que los resultados distan mucho de los nuestros, que como media obteníamos 44 días. Freilich en 2002 (28) realizó un estudio de puentes tipo Maryland de fibra de vidrio con diferentes métodos de retención mecánica y llegó a la conclusión, de que este tipo de puentes eran una opción válida para reponer dientes anteriores de forma mínimamente invasiva. Obtuvo unos valores de supervivencia del 91% a los dos años. Los fallos que ocurrieron fueron dos descementados que pudieron ser reparados. A los cuatro años el 95% de los puentes seguía en boca, un solo puente de los 22 que estaban en estudio se fracturó. Datos similares de supervivencia encontraron Vallitu & Cols en 2004(89). Estudiaban puentes de fibra de vidrio con diferentes retenciones, a los 24 meses el 93% de los puentes seguían en boca. En cambio Van Heumen & Cols en 2010 (90), encontraron a los cinco años una supervivencia del 78% de los puentes de fibra que estudiaba. Entendemos que esta diferencia con Freilich se debe a que los puentes eran posteriores, y por consiguiente, las cargas que recibían eran mucho mayores que en la zona anterior.

Los fallos registrados más comunes en todos los estudios son descementados y fracturas de estructuras. Los descementados son más comunes en puentes tipo Maryland metálicos, y las fracturas en los puentes de composite reforzado. Algo similar ocurre en nuestros resultados, aunque no se establecen diferencias estadísticamente significativas debido al tamaño de la muestra. Los puentes fabricados de PMMA sufrían más descementados que los puentes de Nanocomposite, que se fracturaban con más facilidad. Solo una aleta mesial de un puente de PMMA se rompió, las demás se descementaron, pero para el otro grupo era al contrario. Este suceso se puede explicar por la naturaleza del material. Los puentes en base

a resinas compuestas sufrían una adhesión química y mecánica al diente, por ello los descementados eran menos frecuentes que los fabricados en acrílico, que solo se unían de forma macro y micromecánica al diente, por ello sufrían más descementados. Esto además hacía que la desinserción de los puentes fuese mas complicada en aquellos que estaban mejor adheridos, ya que en ciertas ocasiones se tuvieron que eliminar las aletas con fresas de alta velocidad.

La resistencia a la fractura de las aletas, también está influenciada por la composición del puente, puesto que cada material tiene unas propiedades mecánicas diferentes. En nuestro caso la resistencia a la flexión (máxima fuerza antes de la fractura) de nuestro PMMA era de 114 Mpa y del Nanocomposite de 191 Mpa, es decir que el composite tendría que haber sido más resistente a la fractura que el PMMA. Esto puede explicarse por la adhesión del material, el acrílico al no estar firmemente unido al diente, ante una fuerza, se rompía antes la unión puente-cemento que la propia aleta. Con el composite esto no ocurría, y a pesar de su alto módulo de elasticidad, se terminaba fracturando la unión entre la aleta y el pónico.

Existen diferente estudios que analizan el comportamiento de los materiales provisionales fresados por mediante tecnología CAD/CAM. Stawarczyk en 2009(65) determinó que la resistencia a la fractura de los provisionales fresados de 3 piezas, eran muy superiores a los realizados en clínica o a los realizados con técnicas convencionales de laboratorio. Al comparar los dos materiales más comunes, encontraron que los provisionales de PMMA eran más resistentes que los de Nanocomposite, obteniendo respectivamente 335,4N y 288,9N de resistencia media. Estos resultados se encuentran por debajo de las fuerzas máximas de masticación según la literatura clásica, que está en 400N de media.(91)

Por el contrario Alt & cols en 2011 (71), realizaron un estudio similar, para determinar la resistencia a la fractura de provisionales de 3 piezas. Sus resultados fueron opuestos, el Composite fresado obtuvo una resistencia de 1115N de media, y el PMMA de media 416,9N. Estos autores, estaban de acuerdo en que los provisionales fresados eran mucho más resistentes que los convencionales, apareciendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos. Estos datos se pueden corroborar en otros estudios como el de Batalha- Silva & cols(72) o Nguyen & Cols (74), ambos en 2012, que encuentran diferencias favorables para los materiales provisionales tratados en ámbitos industriales.

Las diferencias entre resistencias en los composites se explican por su propia naturaleza de material compuesto. Cada casa comercial tiene una composición diferente de parte orgánica e inorgánica, que da lugar a diferentes propiedades mecánicas y estéticas.

Lo más llamativo en nuestro estudio es la baja supervivencia de los puentes, a pesar de usar técnicas de diseño y procesamiento industrial de los mismos y técnicas de adhesión a esmalte, que a priori no debería haber dado problema alguno. Todos los puentes se cementaron con aislamiento para evitar contaminación, siguiendo los pasos del fabricante del cemento. Además se controlaron los contactos de oclusión, dejando los puentes en anoclusión. A pesar de ello, los descementados y fracturas de aletas fueron las causas de fracaso de nuestros puentes. El primer fallo registrado ocurre entre los días 18 y 65, independientemente del material del puente, determinando la baja supervivencia media.

Otro factor importante a la hora de obtener éxito en los puentes de tipo Maryland es la selección del paciente y la precaución al usarlo. Este factor es incontrolable para nosotros, a pesar de informar al paciente sobre la temporalidad del tratamiento y los métodos de higiene. Por ello, creemos

que muchas fracturas y descementados de los mismos se deben también a un mal uso o a una sobrecarga de los mismos, cuando principalmente son puentes con función estética.

A tenor de la experiencia clínica obtenida con estos puentes provisionales obtenidos por tecnología CAD /CAM, creemos que la utilización de este tipo de tratamientos tanto en PMMA como en NANOCOMPOSITES, pueden ser una opción razonable cuando se pretende evitar la utilización de prótesis removibles o fijas con preparación de pilares. En todo caso, este tipo de provisionalización debe estar prevista solamente para un reducido espacio de tiempo, ya que desde el momento en que estos tiempos exceden los 50 días de funcionamiento, las incidencias comienzan a manifestarse.

VII.- CONCLUSIONES

7.- CONCLUSIONES

Con las limitaciones propias de un estudio piloto, los resultados obtenidos nos permiten obtener las siguientes conclusiones:

1.- La obtención de un puente provisional tipo Maryland fresado por tecnología CAD/CAM a partir de una impresión digital es un procedimiento hoy en día viable.

2.- La supervivencia demostrada por los puentes de PMMA y Nano composite es baja, apareciendo la primera incidencia (fractura o descementado) entre el día 18 y 65.

3.- La evaluación realizada por los evaluadores mostró resultados clínicamente aceptables con respecto al ajuste, de los mismos así como a su estabilidad de color y brillo tras su tiempo de servicio (4 meses), no existiendo diferencias significativas en el comportamiento de ambos materiales.

4.- El descementado de las aletas y la fractura de los conectores fueron las incidencias más comunes, correspondiendo al PMMA una mayor incidencia de descementados y al nanocomposite una mayor incidencia de fracturas. Sin embargo, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

5.- A tenor de la experiencia clínica obtenida la utilización de este tipo de tratamientos tanto en PMMA como en NANOCOMPOSITES, suponen una opción razonable sólo cuando se pretente su utilización durante cortos espacios de tiempo.

VIII.- BIBLIOGRAFÍA

8.- BIBLIOGRAFÍA

1. Adell R, Lekholm U RB et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387–416.
2. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet dent.* 1983;50:399–410.
3. Hammerle, C.H, Chen, S., & Wilson TG. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Journal of oral maxillofacial implants.* 2004;(9):26–8.
4. Chen, ST., Wilson, T.G Jr & Hammerle C. Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. *The international Journal of oral & maxillofacial Implants.* 2004;(19):12–25.
5. Sanz, M, Cecchinato, D, Ferrus, J, Pjetursson, EB, Lang JL. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. *Clin. Oral Impl. Res.* 2010;21:13–21.
6. Sang-Choon. C, Saphal. S, Stuart. F TD. Fixed and Removable Provisional Options for Patients Undergoing Implant Treatment. *Compendium.* 2007;28(11):604–9.

7. Uribe R, Penarrocha M, Balaguer J FN. Immediate loading in oral implants. Present situation. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2005;10(143-53).
8. Zinner ID, Panno FV, Pines MS et al. First-stage fixed provisional restorations for implant prosthodontics. J Prosthodont. 1993;2:228–32.
9. Rochette A. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet dent. 1973;30:418–23.
10. Howe. D DG. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and cast metal framework. J Prosthet dent. 1977;37:28–31.
11. Shillingburg H. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fijas. 3º Ed. Quintessence; 2003.
12. Livaditis. J, Thompson V. Etched castings: An improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. J Prosthet dent. 1982;47:52–8.
13. Barber.M P. An Update on Resin-Bonded Bridges. Eur. J. Prosthodont. Ret. Dent. 2008;16(1):2–9.
14. Morrison, Thompson. Resin-Bonded fixed partial dentures II . Clinical findings related to prosthodontic characteristics after approximately 10 years. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1996;76(4):368–73.
15. Banerji S, Sethi a, Dunne SM, Millar BJ. Clinical performance of Rochette bridges used as immediate provisional restorations for single unit implants in general practice. British dental journal. 2005 199(12):771–5.

16. Wyatt CCL. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? Journal (Canadian Dental Association) 2007 Dec;73(10):933–8.
17. Marinello. C, Kerschbaum. T HB. experiences with resin-bonded bridges and splints-a retrospective study. J Oral Rehabil. 1987;14:251–60.
18. Durey. K, Nixon. P, Robinson. S CF. Resin bonded bridges: techniques for success. Br Dent J. 2011;Aug 12(3):113–8.
19. Pjetursson. B, Ching Tan. W, Tan. K LN. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. Clin. Oral Impl. Res. 2008;19:119–30.
20. Botelho. Design principles for cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int. 2000;31(9):613–9.
21. Boyer, B, Williams, V, Diaz-Arnold A. Analysis of debond rates of resin-bonded prostheses.
22. Creugers, N, Hof V. An analysis of clinical studies on resin-bonded bridges. J Dent Res. 1991;70(2):146–9.
23. Creugers.N, Käyser F. An analysis of multiple failures of resin-bonded bridges. J. Dent. 1992;20:348–51.
24. Ahlstrand & Finger. Direct and indirect fiber-reinforced fixed partial dentures: case reports. Quintessence Int. 2002;33(5):359–65.
25. Keulemans, Van Dalen F. Static and Dynamic Failure Load of Fiber-reinforced Composite and Particulate Filler Composite Cantilever

- Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses. The journal of adhesive dentistry. 2010;12(3):207–15.
26. Knight G. The immediate cantilever resin bridge. Aust Dent Assoc. 1993;206:26–9.
 27. Belvedere P. Single-sitting, finer-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. Dent Clin North Am. 1998;42:665–82.
 28. Frelich, Meiers, Duncan, Goldberg M. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. JADA. 2002;133(Nov):1525–34.
 29. Edelhoff. D, Beuer. F GJ. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatments of complex cases: A case report. Quintessence Int. 2012;43(6):457–67.
 30. Beuer, Edelhoff S. Reconstruction of esthetics with digital approach. The int J. of Periodontics & Rest. Dentistry. 2011;31(2):185–93.
 31. Vanoorneek, Vandamme N. CAD/CAM manufactured composite resin Vs Ceramic Single-Tooth Restorations: A 3 year clinical study. The International journal of prosthodontics. 2010;23(3):223–30.
 32. Cadafalch J CE. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed). 2007;353–377.
 33. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In Current concepts. Quintessence Int. 1996;27:433–6.
 34. Van der Zel J. Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales. Quintessence técnica (ed.esp). 1999;10(7):392–403.

35. Romeo M, Martínez JA VJ. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. *Rev Int Prot Estomatol.* 2005;7(5):524–34.
36. Suarez M. Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram. *Rev Int Prot Estomatol.* 2003;5(3):240–4.
37. Sarment DP, Sukovic P CN. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):571–7.
38. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U et al. A computed tomographic scan- derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(S):111–20.
39. Ascheim. *Estética y Tecnología avanzada.* En: *Odontología estética: una aproximación clínica a las técnicas y los materiales.* 2a ed. Harcourt. 2000;472–5.
40. Schunke S. CAD/CAM: ¿un paso adelante o atrás? La tecnología CAD/CAM cambia la evaluación de la calidad de la prostodoncia: un artículo actual y personal. *Quintessence técnica (ed.esp.).* 2008;19(2):92–102.
41. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:169–84.
42. Riquier R. Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser. *Quintessence técnica (ed.esp.).* 2007;18(2):66–78.

43. Reich S, Wichmann M, Nkenke E PP. Clinical fit of all ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2008;21(6):356–69.
44. Edelhoff D, Weber V, Johnen C BF. Experiencia clínica con subestructuras de puentes de óxido de zirconio CAD/CAM del sistema Digident. *Quintessence técnica (ed.esp.).* 2008;21(6):356–69.
45. Yu-Aragoneses R. Preparación y confección de estructuras con diferentes sistemas CAD/CAM. *Gaceta Dental.* 2008;188:160–72.
46. Sorensen J. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quint Dent Technol.* 2003;26:57–67.
47. Sorensen J. The Lava™ All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. *Synergy In Dentistry.* 2003;2(1):1–10.
48. Sánchez MI, Castillo de Oyagüe R, Sánchez A GM. Métodos CAD/CAM en prótesis. *Gaceta Dental.* 2007;178:88–105.
49. Sturb JR, Rekow ED WS. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities. *JADA.* 2006;137(9):1289–96.
50. Pfeifer GM RR. ¿Tercerización o fabricación propia? *Quintessence técnica (ed.esp.).* 2007;18(9):524–9.
51. Besimo CE GG. CAD/CAM en coronas y puentes. En: Schmidfeder J. *Atlas de Odontología Estética.* 1o ed.Barcelona: Masson. 1999;235–42.

52. Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities. JADA. 2006;137(9):1289–96.
53. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. 2012. 7(8). 433-42.
54. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. Journal of dentistry. 2010 Jul: 38(7):553–9.
55. Fasbinder DJ. Innovation for restorative treatment. Compendium of continuing education in dentistry. 2010;31(4):2–11.
56. Nathan S. Birnbaum and Heidi B. Aaronson. Dental Impression Using 3D Digital Scanners: Virtual become Realy. Compendium of continuing education in dentistry. 2008;29(8):494–505.
57. Dietshi D, Spreafico R, Burkard H UG. Nuevas tecnologías para restauraciones de color de diente. En: Dietshi D, Spreafico R. Editores Restauraciones adhesivas no metálicas: conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. 1a Ed Barcelona: Masson. 1998;1169–78.
58. Sirona. Guia Técnica. CEREC. 2010;
59. www.E4Dsky.com.
60. Cadent. Guia Técnica iTero. 2010;
61. Phibo. Guia Técnica. Trios® 3Shape. Escaner Intraoral. 2012;

62. Zimmer. Guia Técnica. Zfx Escaner intraoral. 2012.
63. Smith R. Creating well-fitting restoration with digital impresion system. Compendium. 2010;31(8):641–4.
64. 3M ESPE. Guía Técnica. Lava™ C.O.S. Escáner Intraoral Lava COS. 2008;
65. Stawarczyk B TA& FJ. Resistencia a la fractura de puentes provisionales convencionales o fabricados mediante tecnología CAD/CAM. Quintessence técnica. 2009;20(2):105–14.
66. Stawarczyk B, Schmutz F, Fischer J, Franz H. Resistencia a la abrasión de resinas para prótesis provisionales. Quintesence técnica (ed.esp.). 2011;117–25.
67. D Fasbinder JD. Materials for Chairside CAD / CAM Restorations. Compendium of continuing education in dentistry. 2010;31(9).
68. Perry. Ronald MB. Provisional Material: Key Components of Interim Fixed Restorations. Compendium. 2012;33(1).
69. Hernandez EP, Oshida Y, Platt J a, Andres CJ, Barco MT, Brown DT. Mechanical properties of four methylmethacrylate-based resins for provisional fixed restorations. Bio-medical materials and engineering. 2004 Jan;14(1):107–22.
70. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963;66:57–64.
71. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly

- fabricated restorations. *Dental materials*. The Academy of Dental Materials. 2011 Apr;27(4):339–47.
72. Batalha-Silva. S, Amaral Caldeira de Andrada. M PMH& MP. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct Vs CAD/CAM inlays,. *Dental Materials*. 2012;xxx(xxx):xxx.
 73. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 Sep 104(3):149–57.
 74. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental materials* . 2012 May. 28(5):529–34.
 75. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental materials*. 2007 Dec;23(12):1574
 76. Cho. SC, Shetty. S, Froum, S, Tarnow. D. Fixed and removable provisional options for patients undergoing implant treatment. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2007;Nov(11):604–9.
 77. Sanz. M, Cecchinato. D, Ferrús. J., Bkarni. P. LJ. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in maxilla. *Clinical oral implants research*. 2010;21:13–21.

78. Stawarczyk B, Trottmann A. Carga de rotura convencional o mediante puentes provisionales fabricados mediante tecnología CAD / CAM. 2009;105–14.
79. Pfeiffer P SH. Provisorische Kronen-und Brückenmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z. 1988;(43):552–7.
80. Rawls HR, Grenier RJ, Smid J CL. Thermomechanical investigation of poly(methylmethacrylate) containing an organobismuth radiopacifying additive. J Biomed Mater Res. 1996;(31):339–43.
81. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849–53.
82. Bowen R. Dental Filling Material Comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent. 1962;Nov.
83. Creugers NH, Snoek PA, van't Hof MA KA. Clinical performance of resin-bonded bridges: a 5-year prospective study. I. Design of the study and influence of experimental variables. J Oral Rehabil. 1989;16(5):427–36.
84. Boening, K, Ullmann K. A retrospective study of the clinical performance of porcelain-fused-to-metal resin-bonded fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2012;25(3):265–9.
85. Creugers NHJ, Van 't Hof M a. An Analysis of Clinical Studies on Resin-bonded Bridges. Journal of Dental Research. 1991 Feb;70(2):146–9.

86. Creugers, N, Käyser A, Hof & V. A Seven-and-half-year Survival Study of Resin-bonded Bridges. *J Dent Res.* 1992;71(11):1822–5.
87. Marinello CP, Kerschbaum T, Pfeiffer P RP. Success rate experience after rebonding and renewal of resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet dent.* 1990;63(1):8–11.
88. Edwards, GD, Mitchell L. An evaluation of resin-bonded bridges in adolescent patients. *J Paediatr Dent.* 1989;5:107–14.
89. Vallittu P. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet dent.* 2004;91(3):241–6.
90. Van Heumen CC, Tanner J, van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Vallittu PK KC. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dental Materials.* 2010;26(10):954–60.
91. Helkimo & C. Bite Force and State Denticion. *Acta Odont Scand.* 1976;35(297-303).

IX.- ANEXO

9.- ANEXO

9.1.- Hoja de recogida de datos

9.2.- Hoja de instrucciones para el paciente

9.3.- Consentimiento informado

9.4.- Análisis estadístico

PROTOCOLO PUENTES MARYLAND FRESADOS MEDIANTE TECNOLOGÍA CAD/CAM

HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

Paciente: _____

Nº de historia: _____

Grupo: _____

Diente ausente: _____

Dientes Pilar: _____

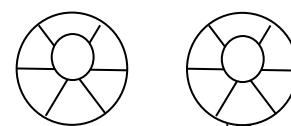
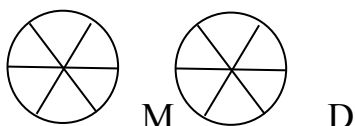
Fecha inicio: _____ Fecha cementado: _____ Fecha reevaluación: _____

DATOS PREVIOS

Índice de placa

Índice de gingivitis

Odontograma



D

% placa: _____

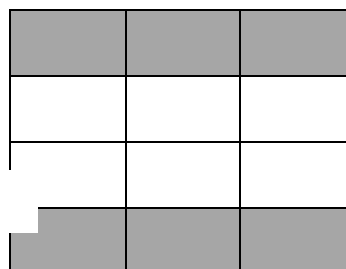
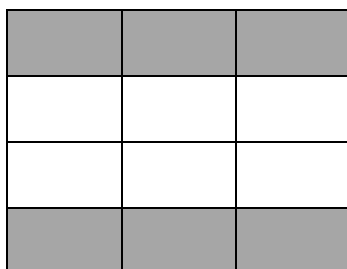
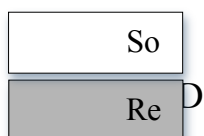
% gingivitis: _____

Índice Silness y Loe: _____

Índice de Silness y Loe: _____

| |
|---|
| <u>Silness y</u> <u>Loe</u> 0.- Ausencia de placa 1.- Visible con sonda |
|---|

Periodontograma



M

Color y guía: _____

EVALUACIÓN PRECEMENTADO

| <u>Ajuste</u> | SI | NO |
|---|----|----|
| <ul style="list-style-type: none">- La aleta mesial ajusta- La aleta distal ajusta- El borde de la aleta toca la encía- El pónico toca la encía- El ajuste general es bueno | | |
| <u>Inserción</u> | | |
| <ul style="list-style-type: none">- El puente tiene una única vía de inserción- Hay que retocar alguna zona para colocarlo- ¿Donde? _____ | | |
| <u>Puntos de contacto del pónico</u> | | |
| <ul style="list-style-type: none">- Los puntos de contacto son óptimos | | |
| <u>Color y estética</u> | | |
| <ul style="list-style-type: none">- El color se corresponde con el color elegido- El color es adecuado en boca- La anatomía es correcta- El pulido y acabado es correcto | | |
| <u>Tiempo</u> | | |
| <ul style="list-style-type: none">- Tiempo total para el cementado: _____ minutos. | | |

EVALUACIÓN A LOS 4 MESES

1.- Factores Protésicos

| <u>Descementado</u> | SI | NO |
|---|----|----|
| <ul style="list-style-type: none">- La aleta mesial está descementada- La aleta distal está descementada- El puente se descementó con anterioridad- ¿Cuándo? _____ | | |
| <u>Fractura</u> | | |
| <ul style="list-style-type: none">- La aleta mesial está rota- La aleta distal está rota- El pónico se ha roto- El puente se fracturó con anterioridad y el paciente se dio cuenta | | |

- ¿Cuándo? _____

Color y estética

- El puente ha cambiado de color
- ¿Dónde? _____
- El pulido y acabado se mantiene
- ¿Dónde? _____

Desinserción

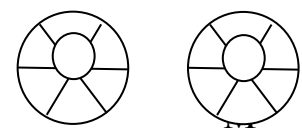
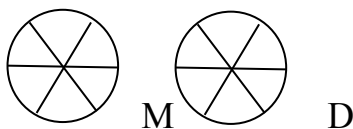
- Facilidad para levantar el puente: Facil Moderada Difícil
- Se fractura alguna parte del puente:
- Se podría volver a cementar el puente

2.- Factores Dento-periodontales

Índice de placa

Índice de gingivitis

Odontograma



D

% placa: _____

% gingivitis: _____

Índice Silness y Loe: _____

Índice de Silness y Loe: _____

| |
|---|
| <p><u>Silness y Loe</u> 0.- Ausencia de placa 1.- Visible con sonda</p> |
|---|

Periodontograma

Re

D

| | | |
|--|--|--|
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |

| | | |
|--|--|--|
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |

M

[illegible]

PROTOCOLO PUENTES MARYLAND FRESADOS MEDIANTE TECNOLOGÍA CAD/CAM. INFORMACIÓN PARA EL PACIENTE

Información Básica

Los puentes provisionales de tipo Maryland son puentes de acrílico, adheridos al esmalte de los dientes adyacentes al espacio donde se le ha colocado el implante osteointegrado.

La única función del puente es “tapar” el espacio que queda en la zona del implante, por lo que simplemente tiene una función estética. Por ello tiene que saber que no debe comer cosas duras con el puente, como frutos secos con cáscara, corazas de mariscos...

El puente está “pegado” mediante un cemento temporal, por ello debe saber que la restauración puede caerse en estos 4 meses. En el caso de que se descementa, usted debe anotar el día exacto que se descementó, guardar el puente y llamar rápidamente a los responsables del tratamiento.

La higiene del puente es esencial para el éxito del tratamiento, ya que por su diseño retiene placa bacteriana que puede producir caries y/o alguna enfermedad periodontal.

Para ello debe seguir las instrucciones que le damos a continuación.

Instrucciones de higiene

La higiene se llevará a cabo después de cada comida, y con especial atención por la noche. Se realizará de la siguiente forma:

- En las zonas accesibles, se cepillará con un cepillo medio y pasta dentífrica fluorada. Se realizará con movimientos verticales o movimientos circulares. (Los primeros días tras la cirugía será un cepillado suave)
- Entre el puente y la encía debe usar una seda especial llamada Superfloss®, que presenta una zona esponjosa para facilitar la limpieza y una zona rígida para enhebrar el hilo.
- Las zonas interproximales se limpiarán con el otro extremo del hilo, que es seda normal. Debe usarse de forma vertical, ya que la aleta del puente no permite pasar la seda de forma horizontal.
- Para finalizar, debe usar un colutorio de uso diario libre de alcohol y clorhexidina.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

EVALUACIÓN CLÍNICA DE PUENTES PROVISIONALES TIPO MARYLAND REALIZADOS MEDIANTE TECNOLOGÍA CAD/CAM.

La sustitución de dientes perdidos mediante implantes inmediatos post-exodoncia es cada vez mas común. La osteointegración de los implantes es un proceso muy delicado que puede tardar entre 3 y 4 meses, cuando se realizan técnicas de regeneración ósea guiada.

Cuando los implantes se colocan en la zona estética, el paciente necesita una solución funcional y estética de forma provisional durante el periodo de cicatrización.

Una de las soluciones clásicas son el uso de puentes adheridos de tipo Maryland. Estos puentes son prótesis realizadas en diferentes materiales que se adhieren a las caras palatinas de los dientes adyacentes a los dientes que hay que reponer.

La aparición de tecnologías asistidas por ordenador y de impresiones digitales intraorales supone una revolución en el panorama odontológico. Gracias a ello, también se han desarrollado diferentes materiales provisionales, basados en materiales clásicos en la práctica odontológica, como son el Polimetil metacrilato y el Nanocomposite.

El objetivo de este estudio es evaluar la supervivencia y el comportamiento clínico de diversos puentes realizados mediante un flujo totalmente digital, desde la impresión al acabado. Los materiales serán provisionales, ya que esta prótesis estará en boca 120 días como máximo.

Si usted decide participar en el estudio, se beneficiará de una rehabilitación protésica provisional totalmente gratuita durante el periodo de osteointegración del implante que lleva colocado. En caso de no

participar, llevará el espacio edéntulo hasta la rehabilitación definitiva del implante.

Yo

D./Dña.....

DECLARO

Que

el

Dr./Dra.....

me ha explicado que la restauración provisional del diente perdido:

1.- Precisaré de una impresión digital previa a la colocación del implante, que se realizará mediante un escáner intraoral. Este procedimiento no conlleva ningún tratamiento agresivo ni riesgo alguno para mí, salvo la molestia de mantener la boca abierta durante unos minutos.

2.- Que tras la colocación del implante y tras una semana de cicatrización se cementará el puente provisional.

3.- El cementado se realizará con una técnica de adhesión convencional a esmalte, mediante grabado ácido, aplicación de adhesivo y cemento de polimerización dual.

4.- En ningún caso se realizará tallado o agresión irreversible del tejido dental.

5.- Los materiales seleccionados, son de uso habitual en la práctica clínica odontológica y no supone ningún riesgo.

6.- Pueden existir complicaciones derivadas de la mala higiene de los puentes, ya sean caries o enfermedades periodontales, por ello me comprometo a una higiene exhaustiva de la zona.

7.- Así mismo, me ha explicado que el tratamiento se realizará sin coste alguno.

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo. Además el investigador me ha resuelto de manera satisfactoria las preguntas realizadas.

También comprendo que **puedo negar mi participación** en el estudio sin tener que dar explicación ninguna, así como **revocar mi consentimiento**.

Por ello, me declaro satisfecho con la información recibida y **CONSIENTO mi participación voluntaria en el proyecto de investigación**.

Firma del Paciente

Firma del Investigador

D/Dña.....

D/Dña.....

Lugar y fecha:

REVOCO ESTE CONSENTIMIENTO:

D/Dña:.....

Lugar, fecha y firma:

De conformidad con la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal, le informamos que sus datos serán tratados por el Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la UCM (Dr. Guillermo Pradies Ramiro, como responsable), con el fin de registrar su participación en este estudio. Puede ejercitar sus derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición en este Departamento.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO: SPSS® PARA MAC

Kaplan-Meier

| Notas | | |
|-----------------------------------|--------------------------------------|--|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 17:46:17 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Datos | /Users/guillermopradies1/Desktop/mariland.sav |
| | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos1 |
| | Nombre del archivo | Pain Medication Trials |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 11 |
| Tratamiento de los datos perdidos | Definición de perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario se tratarán como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos se basan en todos los casos con datos válidos para todas las variables del análisis. |
| Sintaxis | | KM tiempo BY tratamiento /STATUS=estado(0) /PRINT TABLE MEAN /PERCENTILES /PLOT SURVIVAL /TEST TARONE /COMPARE OVERALL POOLED. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:00,907 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:01,000 |

Resumen del procesamiento de los casos

| Tratamiento | Nº total | Nº de eventos | Censurado | |
|-----------------------|----------|---------------|-----------|------------|
| | | | Nº | Porcentaje |
| Polimetil metacrilato | 5 | 4 | 1 | 20,0% |
| Nanocomposite | 6 | 6 | 0 | ,0% |
| Global | 11 | 10 | 1 | 9,1% |

Tabla de supervivencia

| Tratamiento | | Tiempo | Estado | Proporción acumulada que sobrevive hasta el momento | | Nº de eventos acumulados | Nº de casos que permanecen |
|-----------------------|---|---------|-----------|---|--------------|--------------------------|----------------------------|
| | | | | Estimación | Error típico | | |
| Polimetil metacrilato | 1 | 15,000 | Completo | ,800 | ,179 | 1 | 4 |
| | 2 | 23,000 | Completo | ,600 | ,219 | 2 | 3 |
| | 3 | 24,000 | Completo | ,400 | ,219 | 3 | 2 |
| | 4 | 41,000 | Completo | ,200 | ,179 | 4 | 1 |
| | 5 | 120,000 | Censurado | . | . | 4 | 0 |
| Nanocomposite | 1 | 20,000 | Completo | . | . | 1 | 5 |
| | 2 | 20,000 | Completo | ,667 | ,192 | 2 | 4 |
| | 3 | 45,000 | Completo | ,500 | ,204 | 3 | 3 |
| | 4 | 50,000 | Completo | ,333 | ,192 | 4 | 2 |
| | 5 | 53,000 | Completo | ,167 | ,152 | 5 | 1 |
| | 6 | 70,000 | Completo | ,000 | ,000 | 6 | 0 |

Medias y medianas del tiempo de supervivencia

| Tratamiento | Media ^a | | | | Mediana | |
|-----------------------|--------------------|--------------|-------------------------------|-----------------|------------|--------------|
| | Estimación | Error típico | Intervalo de confianza al 95% | | Estimación | Error típico |
| | | | Límite inferior | Límite superior | | |
| Polimetil metacrilato | 44,600 | 17,280 | 10,731 | 78,469 | 24,000 | 1,095 |
| Nanocomposite | 43,000 | 8,042 | 27,239 | 58,761 | 45,000 | 18,371 |
| Global | 43,727 | 8,820 | 26,441 | 61,014 | 41,000 | 12,111 |

Medias y medianas del tiempo de supervivencia

| Tratamiento | Mediana | |
|-----------------------|-------------------------------|-----------------|
| | Intervalo de confianza al 95% | |
| | Límite inferior | Límite superior |
| Polimetil metacrilato | 21,853 | 26,147 |
| Nanocomposite | 8,993 | 81,007 |
| Global | 17,263 | 64,737 |

a. La estimación se limita al mayor tiempo de supervivencia si se ha censurado.

Percentiles

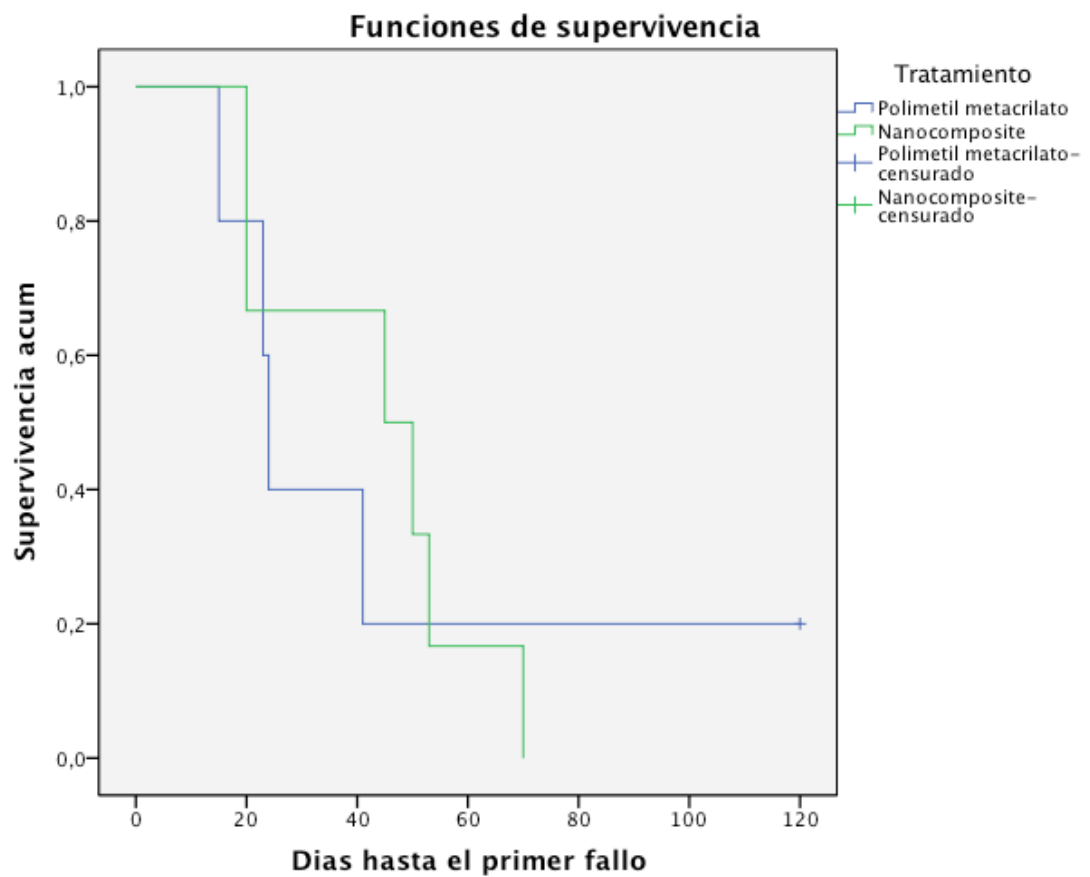
Percentiles

| Tratamiento | 25,0% | | 50,0% | | 75,0% | |
|-----------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| | Estimación | Error típico | Estimación | Error típico | Estimación | Error típico |
| Polimetil metacrilato | 41,000 | 15,205 | 24,000 | 1,095 | 23,000 | 8,764 |
| Nanocomposite | 53,000 | 2,739 | 45,000 | 18,371 | 20,000 | . |
| Global | 53,000 | 5,117 | 41,000 | 12,111 | 20,000 | 3,939 |

Comparaciones globales

| | Chi-cuadrado | gl | Sig. |
|-------------|--------------|----|------|
| Tarone-Ware | ,175 | 1 | ,676 |

Prueba de igualdad de distribuciones de supervivencia para diferentes niveles de Tratamiento.



Frecuencias

Notas

| | | |
|--------------------------------------|--------------------------------------|---|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 18:50:12 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos0 |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 11 |
| Manipulación de los valores perdidos | Definición de los perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario serán tratados como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos se basan en todos los casos con datos válidos. |
| Sintaxis | | FREQUENCIES VARIABLES=Material D.A.M Diente D.A.D D.TOTAL F.A.M F.A.D F.PONTICO TINCIÓN PULIDO DESINSERCIÓN RECENTABLE F.TOTAL /NTILES=4 /STATISTICS=MEAN MEDIAN MODE /PIECHART PERCENT /ORDER=VARIABLE. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:03,143 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:03,000 |

Género

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|--------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | Hombre | 3 | 27,3 | 27,3 | 27,3 |
| | Mujer | 8 | 72,7 | 72,7 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Estadísticos descriptivos

| | N | Mínimo | Máximo | Media | Desv. típ. |
|------------------------|----|--------|--------|-------|------------|
| Edad en años | 11 | 21 | 64 | 42,18 | 10,898 |
| N válido (según lista) | 11 | | | | |

Material

Estadísticos

Material

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,55 |
| Mediana | | 1,00 |
| Moda | | 1 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | 1,00 |
| | 75 | 1,00 |

Material

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-----------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | PMMA | 5 | 45,5 | 45,5 | 45,5 |
| | NANOCOMPO | 6 | 54,5 | 54,5 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Diente ausente

Estadísticos

Diente ausente

| | | |
|-------------|----------|-------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | 17,55 |
| Mediana | | 15,00 |
| Moda | | 14 |
| Percentiles | 25 | 14,00 |
| | 50 | 15,00 |
| | 75 | 24,00 |

Diente ausente

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
| Válidos | 11 | 1 | 9,1 | 9,1 | 9,1 |
| | 12 | 1 | 9,1 | 9,1 | 18,2 |
| | 14 | 3 | 27,3 | 27,3 | 45,5 |
| | 15 | 2 | 18,2 | 18,2 | 63,6 |
| | 24 | 2 | 18,2 | 18,2 | 81,8 |
| | 25 | 2 | 18,2 | 18,2 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Descementado aleta mesial

Estadísticos

Descementado aleta mesial

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,36 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Descementado aleta mesial

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | NO | 7 | 63,6 | 63,6 | 63,6 |
| | SI | 4 | 36,4 | 36,4 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Descentado aleta distal

Estadísticos

Descentado aleta distal

| | | |
|-------------|----------|-----|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,09 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | ,00 |

Descentado aleta distal

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
| Válidos | N0 | 10 | 90,9 | 90,9 | 90,9 |
| | SI | 1 | 9,1 | 9,1 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Descementado Total

Estadísticos

Descementado Total

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,82 |
| Mediana | | 1,00 |
| Moda | | 1 |
| Percentiles | 25 | 1,00 |
| | 50 | 1,00 |
| | 75 | 1,00 |

Descementado Total

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | NO | 2 | 18,2 | 18,2 | 18,2 |
| | SI | 9 | 81,8 | 81,8 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Fractura Aleta mesial

Estadísticos

Fractura Aleta mesial

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,36 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Fractura Aleta mesial

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | N0 | 7 | 63,6 | 63,6 | 63,6 |
| | SI | 4 | 36,4 | 36,4 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Fractura aleta distal

Estadísticos

Fractura aleta distal

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,45 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Fractura aleta distal

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
| Válidos | N0 | 6 | 54,5 | 54,5 | 54,5 |
| | SI | 5 | 45,5 | 45,5 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Fractura Póntico

Estadísticos

Fractura Póntico

| | | |
|-------------|----------|-----|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,00 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | ,00 |

Fractura Póntico

| | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|------------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos N0 | 11 | 100,0 | 100,0 | 100,0 |

Cambio de color

Estadísticos

Cambio de color

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,27 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Cambio de color

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | N0 | 8 | 72,7 | 72,7 | 72,7 |
| | SI | 3 | 27,3 | 27,3 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Cambia el pulido

Estadísticos

Cambia el pulido

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,82 |
| Mediana | | 1,00 |
| Moda | | 1 |
| Percentiles | 25 | 1,00 |
| | 50 | 1,00 |
| | 75 | 1,00 |

Cambia el pulido

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
| Válidos | N0 | 2 | 18,2 | 18,2 | 18,2 |
| | SI | 9 | 81,8 | 81,8 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Dificultad de desinsercion

Estadísticos

Dificultad de desinsercion

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | 1,64 |
| Mediana | | 1,00 |
| Moda | | 1 |
| Percentiles | 25 | 1,00 |
| | 50 | 1,00 |
| | 75 | 3,00 |

Dificultad de desinsercion

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|----------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | FACIL | 7 | 63,6 | 63,6 | 63,6 |
| | MODERADO | 1 | 9,1 | 9,1 | 72,7 |
| | DIFICIL | 3 | 27,3 | 27,3 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Recementable tras levantarlo

Estadísticos

Recementable tras levantarlo

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,45 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Recementable tras levantarlo

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|-------------------|----------------------|
| Válidos | NO | 6 | 54,5 | 54,5 | 54,5 |
| | SI | 5 | 45,5 | 45,5 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Fractura ambas aletas

Estadísticos

Fractura ambas aletas

| | | |
|-------------|----------|------|
| N | Válidos | 11 |
| | Perdidos | 0 |
| Media | | ,27 |
| Mediana | | ,00 |
| Moda | | 0 |
| Percentiles | 25 | ,00 |
| | 50 | ,00 |
| | 75 | 1,00 |

Fractura ambas aletas

| | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido | Porcentaje acumulado |
|---------|-------|------------|------------|----------------------|-------------------------|
| Válidos | No | 8 | 72,7 | 72,7 | 72,7 |
| | SI | 3 | 27,3 | 27,3 | 100,0 |
| | Total | 11 | 100,0 | 100,0 | |

Pruebas no paramétricas

| Notas | | |
|--------------------------------------|---|---|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 19:09:23 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos0 |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 11 |
| Manipulación de los valores perdidos | Definición de los perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario serán tratados como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos para cada prueba se basan en todos los casos con datos válidos para las variables usadas en dicha prueba. |
| Sintaxis | | NPAR TESTS /CHISQUARE=D.A.M D.A.D D.TOTAL F.A.M F.A.D F.TOTAL F.PONTICO TINCIÓN PULIDO DESINSERCIÓN RECENTABLE Material /EXPECTED=EQUAL /STATISTICS DESCRIPTIVES /MISSING ANALYSIS. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:00,006 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:00,000 |
| | Número de casos permitidos ^a | 52428 |

a. Basado en la disponibilidad de memoria en el espacio de trabajo.

Estadísticos descriptivos

| | N | Media | Desviación típica | Mínimo | Máximo |
|---------------------------------|----|-------|----------------------|--------|--------|
| Descementado aleta mesial | 11 | ,36 | ,505 | 0 | 1 |
| Descementado aleta distal | 11 | ,09 | ,302 | 0 | 1 |
| Descementado Total | 11 | ,82 | ,405 | 0 | 1 |
| Fractura Aleta mesial | 11 | ,36 | ,505 | 0 | 1 |
| Fractura aleta distal | 11 | ,45 | ,522 | 0 | 1 |
| Fractura ambas aletas | 11 | ,27 | ,467 | 0 | 1 |
| Fractura Póntico | 11 | ,00 | ,000 | 0 | 0 |
| Cambio de color | 11 | ,27 | ,467 | 0 | 1 |
| Cambia el pulido | 11 | ,82 | ,405 | 0 | 1 |
| Dificultad de desinsercion | 11 | 1,64 | ,924 | 1 | 3 |
| Recementable tras levantarlo | 11 | ,45 | ,522 | 0 | 1 |
| Material | 11 | ,55 | ,522 | 0 | 1 |

Frecuencias

Descementado aleta mesial

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| NO | 7 | 5,5 | 1,5 |
| SI | 4 | 5,5 | -1,5 |
| Total | 11 | | |

Descementado aleta distal

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| N0 | 10 | 5,5 | 4,5 |
| SI | 1 | 5,5 | -4,5 |
| Total | 11 | | |

Descementado Total

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| NO | 2 | 5,5 | -3,5 |
| SI | 9 | 5,5 | 3,5 |
| Total | 11 | | |

Fractura Aleta mesial

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| N0 | 7 | 5,5 | 1,5 |
| SI | 4 | 5,5 | -1,5 |
| Total | 11 | | |

Fractura aleta distal

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| N0 | 6 | 5,5 | ,5 |
| SI | 5 | 5,5 | -,5 |
| Total | 11 | | |

Fractura ambas aletas

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| No | 8 | 5,5 | 2,5 |
| SI | 3 | 5,5 | -2,5 |
| Total | 11 | | |

Fractura Póntico

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-----------------|------------|----------|
| N0 | 11 | 11,0 | ,0 |
| Total | 11 ^a | | |

a. Esta variable es constante. No es posible realizar la prueba de chi-cuadrado.

Cambio de color

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| N0 | 8 | 5,5 | 2,5 |
| SI | 3 | 5,5 | -2,5 |
| Total | 11 | | |

Cambia el pulido

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| N0 | 2 | 5,5 | -3,5 |
| SI | 9 | 5,5 | 3,5 |
| Total | 11 | | |

Dificultad de desinsercion

| | N observado | N esperado | Residual |
|----------|-------------|------------|----------|
| FACIL | 7 | 3,7 | 3,3 |
| MODERADO | 1 | 3,7 | -2,7 |
| DIFICIL | 3 | 3,7 | -,7 |
| Total | 11 | | |

Recementable tras levantarlo

| | N observado | N esperado | Residual |
|-------|-------------|------------|----------|
| NO | 6 | 5,5 | ,5 |
| SI | 5 | 5,5 | -,5 |
| Total | 11 | | |

Material

| | N observado | N esperado | Residual |
|-----------|-------------|------------|----------|
| PMMA | 5 | 5,5 | -,5 |
| NANOCOMPO | 6 | 5,5 | ,5 |
| Total | 11 | | |

Estadísticos de contraste

| | Descementa do aleta mesial | Descetado aleta distal | Descementa do Total | Fractura Aleta mesial | Fractura aleta distal | Fractura ambas aletas |
|---------------|----------------------------------|---------------------------|------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado | ,818 ^a | 7,364 ^a | 4,455 ^a | ,818 ^a | ,091 ^a | 2,273 ^a |
| gl | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| Sig. asintót. | ,366 | ,007 | ,035 | ,366 | ,763 | ,132 |

Estadísticos de contraste

| | Cambio de color | Cambia el pulido | Dificultad de desinsercion | Recementable tras levantarlo | Material |
|---------------|--------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------------------|-------------------|
| Chi-cuadrado | 2,273 ^a | 4,455 ^a | 5,091 ^b | ,091 ^a | ,091 ^a |
| gl | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |
| Sig. asintót. | ,132 | ,035 | ,078 | ,763 | ,763 |

a. 0 casillas (,0%) tienen frecuencias esperadas menores que 5. La frecuencia de casilla esperada mínima es 5,5.

b. 3 casillas (100,0%) tienen frecuencias esperadas menores que 5. La frecuencia de casilla esperada mínima es 3,7.

Pruebas no paramétricas

Notas

| | | |
|--------------------------------------|---|--|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 19:12:01 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos0 |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 20 |
| Manipulación de los valores perdidos | Definición de los perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario será tratados como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos para cada prueba se basan en todos los casos con datos válidos para las variables usadas en dicha prueba. |
| Sintaxis | | NPAR TESTS /CHISQUARE=Material /EXPECTED=EQUAL /STATISTICS DESCRIPTIVES /MISSING ANALYSIS. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:00,003 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:00,000 |
| | Número de casos permitidos ^a | 196608 |

a. Basado en la disponibilidad de memoria en el espacio de trabajo.

Estadísticos descriptivos

| | N | Media | Desviación típica | Mínimo | Máximo |
|----------|----|-------|-------------------|--------|--------|
| Material | 20 | ,30 | ,470 | 0 | 1 |

Prueba de chi-cuadrado

Frecuencias

| Material | | | |
|-----------|-------------|------------|----------|
| | N observado | N esperado | Residual |
| PMMA | 14 | 10,0 | 4,0 |
| NANOCOMPO | 6 | 10,0 | -4,0 |
| Total | 20 | | |

Estadísticos de contraste

| | Material |
|---------------|--------------------|
| Chi-cuadrado | 3,200 ^a |
| gl | 1 |
| Sig. asintót. | ,074 |

a. 0 casillas (,0%) tienen frecuencias esperadas menores que 5. La frecuencia de casilla esperada mínima es 10,0.

Pruebas no paramétricas

| Notas | | |
|--------------------------------------|---|--|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 19:12:32 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos0 |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 22 |
| Manipulación de los valores perdidos | Definición de los perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario será tratados como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos para cada prueba se basan en todos los casos con datos válidos para las variables usadas en dicha prueba. |
| Sintaxis | | NPAR TESTS /CHISQUARE=Material /EXPECTED=EQUAL /STATISTICS DESCRIPTIVES /MISSING ANALYSIS. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:00,003 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:00,000 |
| | Número de casos permitidos ^a | 196608 |

a. Basado en la disponibilidad de memoria en el espacio de trabajo.

Estadísticos descriptivos

| | N | Media | Desviación típica | Mínimo | Máximo |
|----------|----|-------|-------------------|--------|--------|
| Material | 22 | ,27 | ,456 | 0 | 1 |

Prueba de chi-cuadrado

Frecuencias

| Material | | | |
|-----------|-------------|------------|----------|
| | N observado | N esperado | Residual |
| PMMA | 16 | 11,0 | 5,0 |
| NANOCOMPO | 6 | 11,0 | -5,0 |
| Total | 22 | | |

Estadísticos de contraste

| | Material |
|---------------|--------------------|
| Chi-cuadrado | 4,545 ^a |
| gl | 1 |
| Sig. asintót. | ,033 |

a. 0 casillas (,0%) tienen frecuencias esperadas menores que 5. La frecuencia de casilla esperada mínima es 11,0.

Tablas de contingencia

| Notas | | |
|-------------------------------------|--------------------------------------|--|
| Resultados creados | | 10-abr-2013 19:18:30 |
| Comentarios | | |
| Entrada | Conjunto de datos activo | Conjunto_de_datos0 |
| | Filtro | <ninguno> |
| | Peso | <ninguno> |
| | Segmentar archivo | <ninguno> |
| | Núm. de filas del archivo de trabajo | 22 |
| Tratamiento de los valores perdidos | Definición de los perdidos | Los valores perdidos definidos por el usuario serán tratados como perdidos. |
| | Casos utilizados | Los estadísticos de las tablas se basan en todos los casos con datos válidos en los rangos especificados para todas las variables de las tablas. |
| Sintaxis | | CROSSTABS /TABLES=Material BY D.A.M D.A.D D.TOTAL F.A.M F.A.D F.TOTAL F.PONTICO TINCIÓN PULIDO DESINSERCIÓN RECEMENTABLE /FORMAT=AVALUE TABLES /STATISTICS=CHISQ /CELLS=COUNT EXPECTED ROW COLUMN TOTAL /COUNT ROUND CELL. |
| Recursos | Tiempo de procesador | 00 00:00:00,013 |
| | Tiempo transcurrido | 00 00:00:00,000 |
| | Dimensiones solicitadas | 2 |
| | Casillas disponibles | 131072 |

Resumen del procesamiento de los casos

| | Casos | | | | | |
|---|---------|------------|----------|------------|-------|------------|
| | Válidos | | Perdidos | | Total | |
| | N | Porcentaje | N | Porcentaje | N | Porcentaje |
| Material * Descementado aleta mesial | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Descementado aleta distal | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Descementado Total | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Fractura Aleta mesial | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Fractura aleta distal | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Fractura ambas aletas | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Fractura Póntico | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Cambio de color | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Cambia el pulido | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Dificultad de desinsercion | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |
| Material * Recementable tras levantarlo | 11 | 50,0% | 11 | 50,0% | 22 | 100,0% |

Material * Descementado aleta mesial

Tabla de contingencia

| | | | Descementado aleta mesial | | Total |
|----------|-----------|---------------------------------------|---------------------------|--------|--------|
| | | | NO | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 2 | 3 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 3,2 | 1,8 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 40,0% | 60,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Descementado aleta mesial | 28,6% | 75,0% | 45,5% |
| | | % del total | 18,2% | 27,3% | 45,5% |
| | | | | | |
| | NANOCOMPO | Recuento | 5 | 1 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 3,8 | 2,2 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 83,3% | 16,7% | 100,0% |
| | | % dentro de Descementado aleta mesial | 71,4% | 25,0% | 54,5% |
| | | % del total | 45,5% | 9,1% | 54,5% |
| Total | | | 7 | 4 | 11 |
| | | | 7,0 | 4,0 | 11,0 |
| | | | 63,6% | 36,4% | 100,0% |
| | | | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | | | | | |
| | | | 63,6% | 36,4% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 2,213 ^a | 1 | ,137 | | |
| Corrección por continuidad ^b | ,737 | 1 | ,391 | | |
| Razón de verosimilitudes | 2,284 | 1 | ,131 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,242 | ,197 |
| Asociación lineal por lineal | 2,012 | 1 | ,156 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

Material * Descendido aleta distal

Tabla de contingencia

| | | | Descendido aleta distal | | Total |
|----------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------|--------|--------|
| | | | N0 | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 4 | 1 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 4,5 | ,5 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 80,0% | 20,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Descendido aleta distal | 40,0% | 100,0% | 45,5% |
| | | % del total | 36,4% | 9,1% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 6 | 0 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 5,5 | ,5 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | ,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Descendido aleta distal | 60,0% | ,0% | 54,5% |
| | | % del total | 54,5% | ,0% | 54,5% |
| Total | Recuento | | 10 | 1 | 11 |
| | Frecuencia esperada | | 10,0 | 1,0 | 11,0 |
| | % dentro de Material | | 90,9% | 9,1% | 100,0% |
| | % dentro de Descendido aleta distal | | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | % del total | | 90,9% | 9,1% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 1,320 ^a | 1 | ,251 | | |
| Corrección por continuidad ^b | ,009 | 1 | ,924 | | |
| Razón de verosimilitudes | 1,698 | 1 | ,193 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,455 | ,455 |
| Asociación lineal por lineal | 1,200 | 1 | ,273 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 3 casillas (75,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es ,45.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Descementado Total

Tabla de contingencia

| | | | Descementado Total | | Total |
|----------|-----------|--------------------------------|--------------------|--------|--------|
| | | | NO | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 0 | 5 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | ,9 | 4,1 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | ,0% | 100,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Descementado Total | ,0% | 55,6% | 45,5% |
| | | % del total | ,0% | 45,5% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 2 | 4 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 1,1 | 4,9 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 33,3% | 66,7% | 100,0% |
| | | % dentro de Descementado Total | 100,0% | 44,4% | 54,5% |
| | | % del total | 18,2% | 36,4% | 54,5% |
| Total | | Recuento | 2 | 9 | 11 |
| | | Frecuencia esperada | 2,0 | 9,0 | 11,0 |
| | | % dentro de Material | 18,2% | 81,8% | 100,0% |
| | | % dentro de Descementado Total | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | | % del total | 18,2% | 81,8% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 2,037 ^a | 1 | ,154 | ,455 | ,273 |
| Corrección por continuidad ^b | ,413 | 1 | ,521 | | |
| Razón de verosimilitudes | 2,793 | 1 | ,095 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | | |
| Asociación lineal por lineal | 1,852 | 1 | ,174 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es ,91.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Fractura Aleta mesial

Tabla de contingencia

| | | | Fractura Aleta mesial | | Total |
|----------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------|--------|--------|
| | | | N0 | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 4 | 1 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 3,2 | 1,8 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 80,0% | 20,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura Aleta mesial | 57,1% | 25,0% | 45,5% |
| | | % del total | 36,4% | 9,1% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 3 | 3 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 3,8 | 2,2 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 50,0% | 50,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura Aleta mesial | 42,9% | 75,0% | 54,5% |
| | | % del total | 27,3% | 27,3% | 54,5% |
| Total | Recuento | | 7 | 4 | 11 |
| | Frecuencia esperada | | 7,0 | 4,0 | 11,0 |
| | % dentro de Material | | 63,6% | 36,4% | 100,0% |
| | % dentro de Fractura Aleta mesial | | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | % del total | | 63,6% | 36,4% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 1,061 ^a | 1 | ,303 | | |
| Corrección por continuidad ^b | ,160 | 1 | ,689 | | |
| Razón de verosimilitudes | 1,099 | 1 | ,295 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,545 | ,348 |
| Asociación lineal por lineal | ,964 | 1 | ,326 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 1,82.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Fractura aleta distal

Tabla de contingencia

| | | | Fractura aleta distal | | Total |
|----------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------|--------|--------|
| | | | N0 | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 5 | 0 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 2,7 | 2,3 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | ,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura aleta distal | 83,3% | ,0% | 45,5% |
| | | % del total | 45,5% | ,0% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 1 | 5 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 3,3 | 2,7 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 16,7% | 83,3% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura aleta distal | 16,7% | 100,0% | 54,5% |
| | | % del total | 9,1% | 45,5% | 54,5% |
| Total | Recuento | | 6 | 5 | 11 |
| | Frecuencia esperada | | 6,0 | 5,0 | 11,0 |
| | % dentro de Material | | 54,5% | 45,5% | 100,0% |
| | % dentro de Fractura aleta distal | | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | % del total | | 54,5% | 45,5% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 7,639 ^a | 1 | ,006 | | |
| Corrección por continuidad ^b | 4,647 | 1 | ,031 | | |
| Razón de verosimilitudes | 9,751 | 1 | ,002 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,015 | ,013 |
| Asociación lineal por lineal | 6,944 | 1 | ,008 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 2,27.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Fractura ambas aletas

Tabla de contingencia

| | | | Fractura ambas aletas | | Total |
|----------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|--------|--------|
| | | | No | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 5 | 0 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 3,6 | 1,4 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | ,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura ambas aletas | 62,5% | ,0% | 45,5% |
| | | % del total | 45,5% | ,0% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 3 | 3 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 4,4 | 1,6 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 50,0% | 50,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura ambas aletas | 37,5% | 100,0% | 54,5% |
| | | % del total | 27,3% | 27,3% | 54,5% |
| Total | Recuento | 8 | 3 | 11 | |
| | Frecuencia esperada | 8,0 | 3,0 | 11,0 | |
| | % dentro de Material | 72,7% | 27,3% | 100,0% | |
| | % dentro de Fractura ambas aletas | 100,0% | 100,0% | 100,0% | |
| | % del total | 72,7% | 27,3% | 100,0% | |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 3,438 ^a | 1 | ,064 | | |
| Corrección por continuidad ^b | 1,379 | 1 | ,240 | | |
| Razón de verosimilitudes | 4,573 | 1 | ,032 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,182 | ,121 |
| Asociación lineal por lineal | 3,125 | 1 | ,077 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 1,36.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Fractura Póntico

Tabla de contingencia

| | | | Fractura Póntico | Total |
|----------|-----------|------------------------------|------------------|--------|
| | | | N0 | |
| Material | PMMA | Recuento | 5 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 5,0 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura Póntico | 45,5% | 45,5% |
| | | % del total | 45,5% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 6 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 6,0 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura Póntico | 54,5% | 54,5% |
| | | % del total | 54,5% | 54,5% |
| | Total | | 11 | 11 |
| | | Recuento | 11 | 11 |
| | | Frecuencia esperada | 11,0 | 11,0 |
| | | % dentro de Material | 100,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Fractura Póntico | 100,0% | 100,0% |
| | | % del total | 100,0% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor |
|-------------------------|----------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | . ^a |
| N de casos válidos | 11 |

a. No se calculará ningún estadístico porque Fractura Póntico es una constante.

Material * Cambio de color

Tabla de contingencia

| | | | Cambio de color | | Total |
|----------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------|--------|--------|
| | | | N0 | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 4 | 1 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 3,6 | 1,4 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 80,0% | 20,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Cambio de color | 50,0% | 33,3% | 45,5% |
| | | % del total | 36,4% | 9,1% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 4 | 2 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 4,4 | 1,6 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 66,7% | 33,3% | 100,0% |
| | | % dentro de Cambio de color | 50,0% | 66,7% | 54,5% |
| | | % del total | 36,4% | 18,2% | 54,5% |
| Total | Recuento | 8 | 3 | 11 | |
| | Frecuencia esperada | 8,0 | 3,0 | 11,0 | |
| | % dentro de Material | 72,7% | 27,3% | 100,0% | |
| | % dentro de Cambio de color | 100,0% | 100,0% | 100,0% | |
| | % del total | 72,7% | 27,3% | 100,0% | |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|-------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | ,244 ^a | 1 | ,621 | 1,000 | ,576 |
| Corrección por continuidad ^b | ,000 | 1 | 1,000 | | |
| Razón de verosimilitudes | ,249 | 1 | ,618 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | | |
| Asociación lineal por lineal | ,222 | 1 | ,637 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 1,36.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Cambia el pulido

Tabla de contingencia

| | | | Cambia el pulido | | Total |
|----------|------------------------------|------------------------------|------------------|--------|--------|
| | | | N0 | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 0 | 5 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | ,9 | 4,1 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | ,0% | 100,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Cambia el pulido | ,0% | 55,6% | 45,5% |
| | | % del total | ,0% | 45,5% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 2 | 4 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 1,1 | 4,9 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 33,3% | 66,7% | 100,0% |
| | | % dentro de Cambia el pulido | 100,0% | 44,4% | 54,5% |
| | | % del total | 18,2% | 36,4% | 54,5% |
| Total | Recuento | 2 | 9 | 11 | |
| | Frecuencia esperada | 2,0 | 9,0 | 11,0 | |
| | % dentro de Material | 18,2% | 81,8% | 100,0% | |
| | % dentro de Cambia el pulido | 100,0% | 100,0% | 100,0% | |
| | % del total | 18,2% | 81,8% | 100,0% | |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 2,037 ^a | 1 | ,154 | | |
| Corrección por continuidad ^b | ,413 | 1 | ,521 | | |
| Razón de verosimilitudes | 2,793 | 1 | ,095 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,455 | ,273 |
| Asociación lineal por lineal | 1,852 | 1 | ,174 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |

a. 4 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es ,91.

b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.

Material * Dificultad de desinsercion

Tabla de contingencia

| | | | Dificultad de desinsercion | | | Total |
|----------|--|--|----------------------------|----------|---------|--------|
| | | | FACIL | MODERADO | DIFICIL | |
| Material | PMMA | Recuento | 4 | 1 | 0 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 3,2 | ,5 | 1,4 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 80,0% | 20,0% | ,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Dificultad de desinsercion | 57,1% | 100,0% | ,0% | 45,5% |
| | | % del total | 36,4% | 9,1% | ,0% | 45,5% |
| | NANOCOMPO | Recuento | 3 | 0 | 3 | 6 |
| | | Frecuencia esperada | 3,8 | ,5 | 1,6 | 6,0 |
| | | % dentro de Material | 50,0% | ,0% | 50,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Dificultad de desinsercion | 42,9% | ,0% | 100,0% | 54,5% |
| | | % del total | 27,3% | ,0% | 27,3% | 54,5% |
| Total | Recuento | | 7 | 1 | 3 | 11 |
| | Frecuencia esperada | | 7,0 | 1,0 | 3,0 | 11,0 |
| | % dentro de Material | | 63,6% | 9,1% | 27,3% | 100,0% |
| | % dentro de Dificultad de desinsercion | | 100,0% | 100,0% | 100,0% | 100,0% |
| | % del total | | 63,6% | 9,1% | 27,3% | 100,0% |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) |
|------------------------------|--------------------|----|-----------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 4,086 ^a | 2 | ,130 |
| Razón de verosimilitudes | 5,597 | 2 | ,061 |
| Asociación lineal por lineal | 2,043 | 1 | ,153 |
| N de casos válidos | 11 | | |

a. 6 casillas (100,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5.
La frecuencia mínima esperada es ,45.

Material * Recementable tras levantarlo

Tabla de contingencia

| | | | Recementable tras levantarlo | | Total |
|--|--|--|------------------------------|--------|--------|
| | | | NO | SI | |
| Material | PMMA | Recuento | 1 | 4 | 5 |
| | | Frecuencia esperada | 2,7 | 2,3 | 5,0 |
| | | % dentro de Material | 20,0% | 80,0% | 100,0% |
| | | % dentro de Recementable tras levantarlo | 16,7% | 80,0% | 45,5% |
| | | % del total | 9,1% | 36,4% | 45,5% |
| | | NANOCOMPO | Recuento | 5 | 1 |
| | Frecuencia esperada | 3,3 | 2,7 | 6,0 | |
| | % dentro de Material | 83,3% | 16,7% | 100,0% | |
| | % dentro de Recementable tras levantarlo | 83,3% | 20,0% | 54,5% | |
| | % del total | 45,5% | 9,1% | 54,5% | |
| | Total | Recuento | 6 | 5 | 11 |
| | | Frecuencia esperada | 6,0 | 5,0 | 11,0 |
| % dentro de Material | | 54,5% | 45,5% | 100,0% | |
| % dentro de Recementable tras levantarlo | | 100,0% | 100,0% | 100,0% | |
| % del total | | 54,5% | 45,5% | 100,0% | |

Pruebas de chi-cuadrado

| | Valor | gl | Sig. asintótica (bilateral) | Sig. exacta (bilateral) | Sig. exacta (unilateral) |
|---|--------------------|----|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Chi-cuadrado de Pearson | 4,412 ^a | 1 | ,036 | | |
| Corrección por continuidad ^b | 2,228 | 1 | ,136 | | |
| Razón de verosimilitudes | 4,747 | 1 | ,029 | | |
| Estadístico exacto de Fisher | | | | ,080 | ,067 |
| Asociación lineal por lineal | 4,011 | 1 | ,045 | | |
| N de casos válidos | 11 | | | | |